

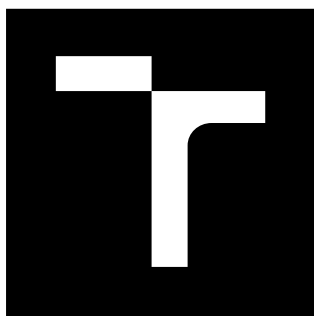
VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Brno, 2016

Bc. David Byrtus



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY

A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**OSVĚTLOVACÍ LED MODUL PRO BEZKONTAKTNÍ
MĚŘENÍ FYZIOLOGICKÝCH PARAMETRŮ**

LIGHTING LED MODULE FOR CONTACTLESS MEASUREMENT OF PHYSIOLOGICAL PARAMETERS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. David Byrtus

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D.

BRNO 2016



Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské inženýrství a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Bc. David Byrtus

ID: 125013

Ročník: 2

Akademický rok: 2015/16

NÁZEV TÉMATU:

Osvětlovací LED modul pro bezkontaktní měření fyziologických parametrů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s principem bezkontaktního měření základních fyziologických parametrů (především tepové frekvence a SpO₂) a zaměřte se na používaná přístrojová řešení. Dále se seznamte s vlastnostmi CCD a CMOS kamer, především pak s jejich typickou kvantovou účinností. 2) Provedte geometrický a funkční návrh osvětlovacího modulu pro tato měření v pásmu VIS-NIR. 3) Navrhněte zařízení pro řízení tvaru spektra vyzařovaného světla pomocí diod z pásma VIS-NIR. 4) Zařízení bude řízeno externě pomocí protokolu. Navrhněte řídicí protokol a sestavte zařízení pro řízení tvaru světelného spektra. 5) Provedte měření vyzařovaného spektra a diskuzi naměřených výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] ABAY, Tomas Y., KYRIACOU, Panayiotis A. Reflectance Photoplethysmography as Noninvasive

Monitoring of Tissue Blood Perfusion. IEEE: 2015. Vol. 62, No. 9.

[2] RGB LED Tutorial: Example Circuit. [cit. 3015-09-02]. Dostupný z <<http://www.instructables.com/>>

Termín zadání: 8.2.2016

Termín odevzdání: 20.5.2016

Vedoucí práce: doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D.

Konzultant diplomové práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D., předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Diplomová práce se zabývá návrhem osvětlovacího LED modulu pro bezkontaktní měření základních fyziologických parametrů. Bezkontaktní metody vychází z fotopletysmografických metod. K získání parametrů se využívá videokamera monitorující část těla pacienta. Navržený osvětlovací LED modul slouží k posílení optického signálu s ohledem na kvantovou účinnost použité kamery. Získané videosekvence jsou následně programově zpracovávány, analyzovány a výsledkem je odhad měřeného parametru.

KLÍČOVÁ SLOVA

Fotopletysmografie, bezkontaktní měření fyziologických parametrů, detektory, LED diodový modul, Arduino.

ABSTRACT

This thesis describes the design of the illumination LED module for contactless measurement of basic physiological parameters. Contactless methods is based on the fotopletysmografických methods. The acquisition parameters used video camera for monitoring body part of the patient. Designed lighting LED module is used to enhance the optical signal with respect to quantum efficiency of the camera used. The acquired video sequences are then programmatically processed, analyzed, and the result is an estimate of the measured parameter.

KEYWORDS

Photoplethysmography, contactless measurement of physiological parameters, detectors, The LED modul, Arduino.

BYRTUS, David *Osvětlovací LED modul pro bezkontaktní měření fyziologických parametrů*: diplomová práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2016. 98 s. Vedoucí práce byl doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Osvětlovací LED modul pro bezkontaktní měření fyziologických parametrů“ jsem vypracoval(a) samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor(ka) uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil(a) autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl(a) nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom(a) následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autora(-ky)

PODĚKOVÁNÍ

Tímto bych chtěl mockrát poděkovat vedoucímu diplomové práce doc. Ing. Radimu Kolářovi, Ph.D. za to, že se mne při výběru práce svědomitě ujal, po celý rok mne odborně vedl a obětoval mi mnoho hodin konzultací vždy když bylo potřeba. Dále bych chtěl poděkovat Ing. Jiřímu Sekorovi, který mne inspiroval při návrhu a poskytnul mnoho cenných rad. Nakonec bych chtěl poděkovat mé rodině a nejbližším, kteří mne podporovali nejen při vypracování této práce, ale i po celou dobu studia.

Brno

.....

podpis autora(-ky)

OBSAH

1	Úvod do problematiky	12
2	Fotopletysmografie	14
2.1	Pulsní oxymetrie	16
2.2	Měření obsahu kyslíku v krvi	17
2.3	Lambert-Beerův zákon	19
2.4	Absorpce světla v tkáni	21
2.5	Modifikovaný Lambert-Beerův zákon	22
3	Bezkontaktního měření základních fyziologických parametrů	24
3.1	Postup bezkontaktního měření	24
3.2	Experimenty bezkontaktního měření	25
4	Detektory CCD, CMOS	29
4.1	CCD obrazový senzor	29
4.2	CMOS obrazový senzor	31
4.3	Výběr mezi CCD nebo CMOS snímačem	32
4.4	Požadavky na snímač pro bezkontaktní pulsní oxymetrii	33
4.4.1	Kvantová účinnost	34
4.4.2	Dynamický rozsah	34
4.4.3	Práh citlivosti buňky	36
4.5	Zhodnocení snímačů	37
5	LED diodový modul	39
5.1	Výběr vlnové délky	40
5.2	Výběr LED diod	42
5.3	Elektrické zapojení, napájení	42
5.4	Konstrukční zpracování	51
5.5	Řízení LED platformou Arduino	52
6	Návrh a realizace experimentů	56
6.1	Měření vyzařovaného tvaru spektra	56
6.1.1	Spektrofotometr Red Tide USB650	56
6.1.2	Specifikace přístroje	58
6.1.3	Pracovní princip	58
6.2	Výsledky vyzařovaného tvaru spekter	59
6.2.1	Spektrum červené LED	59
6.2.2	Spektrum zelené LED	63

6.2.3	Spektrum modré LED	66
6.2.4	Spektrum infračervené LED	69
6.2.5	Srovnání spekter	72
6.3	Měření optického výkonu	77
6.3.1	Optický wattmetr Thorlabs PM200	77
6.3.2	Výsledky měření optického výkonu	79
7	Závěr	82
	Literatura	83
	Seznam příloh	88
A	Návod k instalaci a ovládání	89
B	Schéma zapojení	93
C	Seznam součástek	94
D	Deska plošného spoje	95
E	Zdrojový kód	97

SEZNAM OBRÁZKŮ

2.1	Pletysmografická křivka, převzato z [3].	15
2.2	Afinita kyslíku oxyhemoglobinu a deoxyhemoglobinu, převzato z [9]. .	17
2.3	Přibližný vztah mezi SpO_2 a R, převzato z [10].	19
2.4	Vztah mezi absorpcí a transmisí, převzato z [12].	19
2.5	Lambertův zákon absorpce, převzato z [11].	20
2.6	Beerův zákon absorpce, převzato z [11].	21
2.7	Složky útlumu v detekovaném světle, převzato z [13].	22
2.8	Uspořádání a orientace erytrocytů, převzato z [13].	22
3.1	Bezkontaktní získání fyziologických parametrů z videosekvencí, pře- vzato z [8].	26
4.1	Tři běžné architektury CCD senzoru, převzato z [13].	30
4.2	Architektura CMOS senzoru, převzato z [13].	32
4.3	Kompromisy spojené s různými CCD a CMOS architekturami, pře- vzato z [13].	33
4.4	Rozdílná kvantová účinnost CCD obrazových senzorů KAF, převzato z [16].	35
4.5	Porovnání normalizované kvantové účinnosti CCD a CMOS snímače, převzato z [17].	35
4.6	Kvantová účinnost CCD snímače osvětleného zepředu a zezadu, pře- vzato z [18].	36
4.7	Dynamický rozsah obrazového snímače, převzato z [45].	36
4.8	Práh citlivosti buňky, převzato z [20].	37
5.1	Komponenty navrhovaného zařízení, [13], [22], [42], [43].	39
5.2	Absorpční spektra HbO_2 a Hb, převzato z [7].	40
5.3	Absorpční spektra HbO_2 a Hb v rozsahu vlnových délek 650 nm až 1000 nm, převzato z [13].	41
5.4	Voltampérová charakteristika (vlevo) a schéma elektroluminiscenční diody (vpravo), převzato z [29].	44
5.5	Sériové zapojení LED.	44
5.6	Serioparalelní zapojení LED.	45
5.7	Paralelní zapojení LED.	45
5.8	Zapojení RGB LED se společnou anodou na nepájivém poli řízené N-MOSFET tranzistory.	47
5.9	Struktura tranzistoru MOSFET, převzato z [31].	47
5.10	Vnitřní zapojení a pouzdro tranzistoru N-MOSFET, převzato z [27]. .	48
5.11	Spínaný zdroj MEAN WELL RS-15-5, převzato z [32].	48

5.12 Schématické paralelní zapojení čtyř RGB a čtyř infračervených LED diod, které jsou řízeny tranzistory.	49
5.13 Spodní a horní vrstva návrhu LED modulu desky plošných spojů. . .	50
5.14 Osazení a rozměry TOP vrstvy DPS.	51
5.15 Osazení a rozměry BOTTOM vrstvy DPS.	52
5.16 Platforma Arduino Uno, převzato z [34].	53
5.17 Nastavením střídý PWM pomocí funkce analogWrite() se reguluje jas LED, převzato z [37].	55
6.1 Reálné zapojení měření vyzařovaného tvaru spektra.	56
6.2 Spektrofotometr Red Tide USB650, převzato z [40].	57
6.3 Optické vlákno s konektorem SMA, převzato z [40].	57
6.4 Uživatelské rozhraní softwaru SpectraSuite.	57
6.5 Komponenty spektrofotometru Red Tide USB650, [41].	59
6.6 Závislost mezi intenzitou záření a dominantní vlnovou délkou červené diody 639 nm.	61
6.7 Závislost mezi intenzitou a procentuálním nastavením jasu červené diody 639 nm.	61
6.8 Závislost mezi intenzitou a dominantní vlnovou délkou červené diody 639 nm.	62
6.9 Závislost mezi intenzitou a dominantní vlnovou délkou červené diody 639 nm.	62
6.10 Závislost mezi intenzitou záření a dominantní vlnovou délkou zelené diody 516 nm.	63
6.11 Závislost mezi intenzitou záření a procentuálním nastavením jasu zelené diody 516 nm.	64
6.12 Závislost mezi intenzitou a dominantní vlnovou délkou zelené diody 516 nm.	64
6.13 Závislost mezi intenzitou a dominantní vlnovou délkou zelené diody 516 nm.	65
6.14 Závislost mezi intenzitou záření a dominantní vlnovou délkou modré diody 468 nm.	66
6.15 Závislost mezi intenzitou záření a procentuálním nastavením jasu modré diody 468 nm.	67
6.16 Závislost mezi intenzitou a dominantní vlnovou délkou modré diody 468 nm.	67
6.17 Závislost mezi intenzitou a dominantní vlnovou délkou modré diody 468 nm.	68
6.18 Závislost mezi intenzitou záření a dominantní vlnovou délkou infračervené diody 843 nm.	69

6.19	Závislost mezi intenzitou záření a procentuálním nastavením jasu infračervené diody 843 nm.	70
6.20	Závislost mezi intenzitou a dominantní vlnovou délkou infračervené diody 843 nm.	70
6.21	Závislost mezi intenzitou a dominantní vlnovou délkou infračervené diody 843 nm.	71
6.22	Závislost mezi intenzitou a vlnovou délkou všech diod.	73
6.23	Chyba fotočlánku detektoru s 1) a bez 2) kosinového nástavce, převzato z [46].	75
6.24	Závislost mezi intenzitou a vlnovou délkou všech diod.	75
6.25	Určení FWHM (Full Width at Half Maximum), převzato z [21].	76
6.26	Reálné zapojení měření optického výkonu diod.	77
6.27	Konzole Thorlabs PM200, převzato z [38].	78
6.28	Senzor S121C s konektorem Sub-D 9p, převzato z [39].	78
6.29	Spektrální charakteristika senzoru S121C, převzato z [39].	78
6.30	Závislost mezi optickým výkonem a intenzitou jasu LED diod.	80
6.31	Závislost mezi optickým výkonem a vzdáleností.	81
A.1	Kabel typu USB-A / USB-B, [22].	89
A.2	Správce zařízení, sekce COM a LPT.	90
A.3	Ukázkový příklad LED blink.	91
A.4	Výběr desky Arduino Uno.	91
A.5	Schematické zapojení LED modulu	92
D.1	TOP vrstva DPS s osazenými součástkami.	95
D.2	BOTTOM vrstva DPS s osazenými součástkami.	96

SEZNAM TABULEK

4.1	Porovnání základních parametrů CCD, CMOS.	37
5.1	Specifikace RGB a infračervené diody.	43
6.1	Specifikace jednotlivých prvků sestavy, převzato z [41].	58
6.2	Závislost mezi reálnou a ideální intenzitou červené diody.	60
6.3	Závislost mezi reálnou a ideální intenzitou zelené diody.	63
6.4	Závislost mezi reálnou a ideální intenzitou modré diody.	66
6.5	Závislost mezi reálnou a ideální intenzitou infračervené diody.	69
6.6	Procentuální přepoččet jasů LED z integračního času	73
6.7	Šířky spekter FWHM jednotlivých diod, při jasů LED 20 % a 100%.	76
6.8	Optické výkony diod s různým nastavením jasů	79
6.9	Optické výkony diod s různou vzdáleností od senzoru	80
6.10	Procentuální přepoččet jasů LED	81

1 ÚVOD DO PROBLEMATIKY

Především v klinických zařízeních je monitorování fyziologických parametrů rutinní činností. Sledováním a detekováním odchylek od fyziologického normálu může lékař včas odhalit onemocnění nebo život ohrožující stavy pacienta. Většina metod vychází z monitorování kardiovaskulárního a respiračního systému. Tyto parametry hodnotí správné fungování organismu jako celku.

K monitorování kardiovaskulárního a respiračního systému jsou standardně využívány kontaktní snímače, které se umísťují na pacientovo tělo. Informace o srdečním stavu poskytuje metoda elektrokardiografie, EKG. Současným hodnocením signálu EKG, respirační i tepové frekvence a tlaku krve se získají základní informace o adaptačních schopnostech srdce a tím i organismu na vykonávanou práci.

K měření tepové frekvence HR (z angl. hear rate) a saturace krve kyslíkem SpO_2 jako základních fyziologických parametrů se využívají pulsní oxymetry. Slouží k monitorování saturace kyslíku v krvi a poskytují informace o transportu kyslíku do tkání. Pulsní oxymetrie vychází z pletysmografických metod a je založena na průchodu a absorpci světla v krvi, k čemuž využívá světelný zdroj pracující na dvou vlnových délkách. Saturace krve kyslíkem SpO_2 je důležitý fyziologický parametr, pomocí něhož lze identifikovat rizikové faktory chronických onemocnění oběhového a dýchacího systému. Jeho využití je rozsáhlé přes monitorování saturace mozku, anestezii, porod, novorozeneckou péči až po monitorování sportovních aktivit. V těchto případech je senzor v kontaktu s pacientovou kůží, což může být nepraktické pokud je tkáň mechanicky izolována například u popálenin. Dále konvenční sondy využívají pružinové klipy, které určují sílu stisku mezi senzorem a bylo prokázáno, že nesprávné nastavení síly stisku může negativně ovlivnit průběh vyšetřovaného fotopletysmografického signálu. Pravděpodobně především díky těmto omezením začal vývoje bezkontaktní detekce fyziologických parametrů, [3].

Mnoha výzkumy bylo dokázáno, že pulsní vlny lze získat nejen pomocí pulsního oxymetru, kdy výstupem je pletysmografická křivka poskytující informaci o stavu vyšetřovaného úseku krevního řečiště, ale i pomocí digitální videokamery, která poskytuje obrazový fotopletysmografický signál. Fotopletysmografie je tak předchůdce, která stála za vývojem bezkontaktních technik k detekci fyziologických parametrů.

Bezkontaktní obrazová fotopletysmografie nabrala ve svém počátku více výzkumných směrů. Jeden z nich se zabýval využitím vysokorychlostních kamer s vysokým rozlišením a druhý využitím webových kamer. Dále se studie zaměřovaly na použití vlastního zdroje světla nebo jako zdroj světla bylo bráno okolní osvětlení. Následující práce se zabývá návrhem osvětlovacího LED diodového modulu sloužícího jako světelný zdroj, který upravením spektra vybraných vlnových délek umožní kameře získat kvalitní fotopletysmografický signál. LED diodový modul lze využít jako svě-

telný zdroj k bezkontaktnímu odhadu tepové frekvence HR, respirační frekvence BR či odhadu saturace krve kyslíkem SpO_2 . Hlavní výhoda tohoto systému je v možné úpravě vyzařovaného spektra a jednoduchosti s kterou jsou spojeny nízké náklady oproti systémům využívajícím kamerové filtry, [3], [6].

Diplomová práce se zabývá návrhem LED modulu, který slouží jako přídatný světelný zdroj pro videokameru. Práce je rozdělena do pěti kapitol. První kapitola se zabývá vysvětlením pojmu fotopletysmografie, pokračuje popisem principu funkce pulsního oxymetru včetně popisu nedostatků, kterými kontaktní oxymetry trpí. Kapitola se také zabývá získáním odhadu nasycení krve kyslíkem pomocí algoritmu, který zpracovává střídavé i stejnosměrné složky signálu na dvou vlnových délkách a absorpcí světla v tkáních. Druhá kapitola popisuje bezkontaktní měření fyziologických parametrů, jeho výhody oproti kontaktním snímačům a využití bezkontaktních metod v praxi. Nachází se zde také popis experimentů a jejich výsledků, které stojí za rozvojem bezkontaktního měření. Třetí kapitola porovnává CCD / CMOS obrazový senzor a popisuje důležité parametry snímače, které jsou požadovány u bezkontaktního měření. Ve čtvrté kapitole je popsán návrh osvětlovacího LED modulu pro řízení spektra vyzařovaného světla pomocí LED diod ve viditelné a infračervené oblasti. Kapitola je členěna do pěti sekcí, které popisují vhodný výběr vlnových délek LED diod, jejich elektrické zapojení, napájení, konstrukční zpracování a řízení pomocí platformy Arduino. V poslední kapitole jsou navrženy experimenty, pomocí kterých se měří vyzařovaná spektra LED diod a jejich optické výkony. Práce je zakončena uživatelským návodem k instalaci a ovládání modulu a celá diplomová práce je shrnuta v diskuzi.

2 FOTOPLETYSMOGRAFIE

Bezkontaktní obrazová fotopletysmografie vychází z pletysmografické metody a proto je vhodné se s ní principiálně seznámit. Pletysmografie je metoda, která z objemových změn částí těla v daném místě hodnotí změny prokrvení. Objem části těla ve vyšetřovaném místě se mění v závislosti na okamžité hodnotě krevního tlaku a to díky pružnosti krevního řečiště včetně tkáně, která ho obklopuje. Změny objemu krve jsou způsobeny elektrickými impulsy, které vychází ze sinusového uzlíku srdce a dále se šíří pomocí elektrické převodní soustavy srdeční do celé svaloviny srdce. Tento elektrický projev srdeční tkáně je možné snímat elektrokardiogramem (EKG). Během ejekční fáze (systoly) je krev vypuzena z levé srdeční komory. Vzniká pulsová hemodynamická tlaková vlna, která se přes aortu šíří do jednotlivých končetin těla až k periférii, konečkům prstů. Změny objemu periférie v závislosti na naplnění tkání krví při srdeční revoluci se nazývají pletysmografie. Přístroje pro měření objemových změn se nazývají pletysmografy. Z hlediska principu snímání objemových změn je lze rozdělit na pneumatické, kapacitní a fotoelektrické. Tato práce se zaměří a objasní princip fotoelektrických snímačů používaných v pletysmografii, ze kterých následně vychází metoda pulsní oxymetrie, [1], [2].

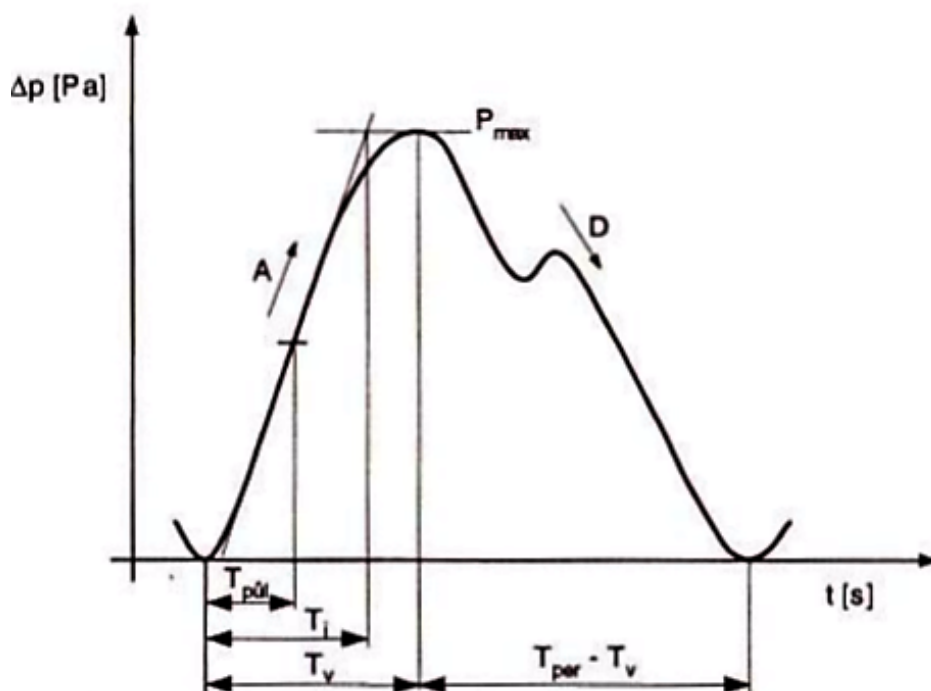
Pletysmografií jsou nejčastěji měřeny objemové změny způsobené dýcháním a lokální objemové změny na pažích nebo dolních končetinách. Časový průběh těchto změn, pletysmografická křivka, nese informaci o stavu uvažovaného úseku krevního řečiště. Tvar pletysmografické křivky, obrázek 2.1 koresponduje s pulsovou vlnou, [3].

Základní parametry při hodnocení tvaru pletysmografické křivky:

- Vrcholový čas T_v - časový úsek od začátku vzestupu pulsové vlny k jejímu vrcholu, průměrná hodnota nepřesahuje 0,2 s.
- Inklinací doba T_i - časový úsek mezi průsečíkem směrnice nejstrmější části nástupu pulsové vlny s tečnou v maximu vlny a počátkem narůstání vlny, průměrná hodnota je 0,2-0,3 s.
- Kvocient vzestupu a poklesu KVP - stanovený z doby vzestupu a poklesu pulsové vlny.

$$KVP = \frac{T_v}{T_{per} - T_v}. \quad (2.1)$$

Fotopletysmografie (PPG) je jednoduchá, neinvazivní optická technika používaná k měření změn objemu krve, které se vyskytují v důsledku pulsační povahy oběhového systému. Je založena na velkých rozdílech mezi absorpčními koeficienty krve a tkáně. Absorpční koeficient krve je v infračervené části spektra mnohem vyšší



Obr. 2.1: Pletysmografická křivka, převzato z [3].

než absorpční koeficient tkáně. Vrstva krve o tloušťce 1,3 mm přenese 0,7% počátečního záření o vlnové délce 800 nm, kdežto podobná vrstva tkáně přenese 62%. Je tedy zřejmé, že pokud se prosvítí tkáň světlem o vhodné vlnové délce, může se očekávat, že množství světla, které tkáň projde, bude závislé na množství krve ve tkáni obsažené. Množství světla, které dopadá na detektor je nepřímo závislé na objemu krve ve tkáni. Čím více krve tkáň obsahuje, tím méně světla na detektor dopadá, [4].

Přístroj využívající k měření změn objemu krve světelný zdroj se nazývá fotoelektrický pletysmograf neboli fotopletysmograf a může být dvojího typu. Buďto se snímačem průsvitovým nebo se snímačem reflexním. Průsvitový snímač se vyznačuje tím, že zdroj světla a snímač změn světelného toku jsou na opačných stranách tkáně, zatímco reflexní snímač má zdroj i detektor světla na stejné straně tkáně. Světlo může procházet přes kapilární řečiště, kde dochází k změně absorpce, odrazu a rozptylu světla kvůli objemovým změnám kapilár, které jsou způsobeny změnami tlaku krve v souvislosti s činností srdce. Fotoelektrický snímač vyhodnocující změny objemu krve nesmí být citlivý na změny nasycení krve kyslíkem způsobující změny zabarvení krve. Toho lze docílit použitím zdroje světla pracujícího v infračervené oblasti v okolí vlnové délky 940 nm. Čím větší vlnová délka je použita, tím více světla tkáň projde, [1], [4].

Fotopletysmografie je také schopna monitorovat vitální fyziologické parametry v

reálném čase. Jedná se o monitorování oběhového a dýchacího systému, přesněji o odhad arteriální saturace krve kyslíkem SpO_2 pomocí pulsního oxymetru (PO), k analýze srdečního tepu, krevního tlaku, dechové frekvence, posuzuje kvalitu tepen a žil, životaschopnost tkáně, indikuje perfuzi a tak si získala v biomedicínském i klinickém odvětví významnou pozornost, [6],[5].

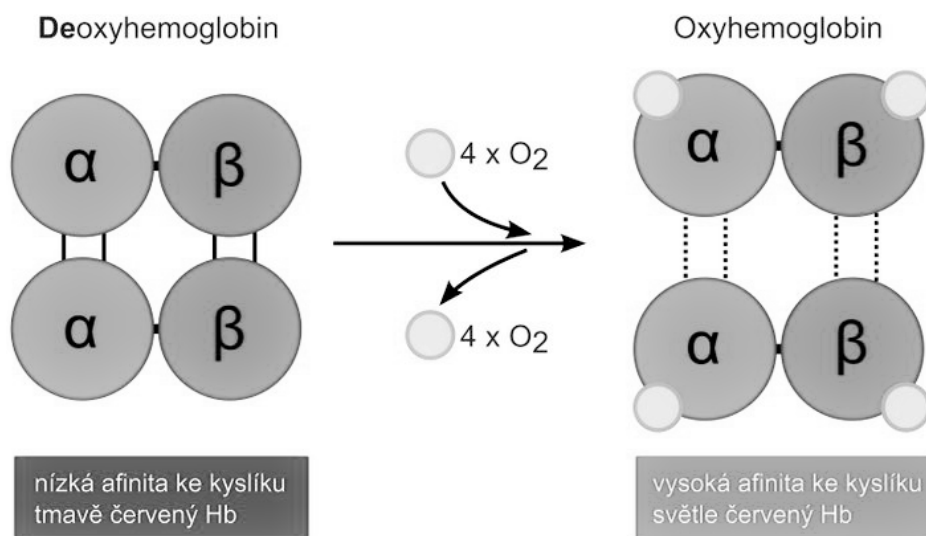
2.1 Pulsní oxymetrie

Pulsní oxymetrie je optická metoda založena na faktu, že množství světla procházejícího přes krev, nebo od krve odraženého, je funkcí nasycení krve kyslíkem. Protože fotopletysmografické snímače jsou citlivé na obsah kyslíku v krvi, využívají se k měření odhadu saturace krve kyslíkem SpO_2 a srdečního tepu. Kvantitativní stanovení oxygenace krve má zásadní význam při hodnocení cirkulačních a respiračních poměrů v organismu. Kyslík je za normálních fyziologických podmínek transportován z plic do tkání dvěma rozdílnými formami. Přibližně 2% celkového množství kyslíku O_2 neseného krví jsou rozpuštěna v plazmě. Zbývajících 98% je nesen erytrocyty, konkrétně reverzibilní chemickou sloučeninou O_2 s hemoglobinem zvanou oxyhemoglobin HbO_2 [3].

Pulsní oxymetr poskytuje stálou a neinvazivní indikaci SpO_2 , což je vítaná alternativa k arteriálnímu odběru krevního vzorku. Pro měření užívá červené a infračervené světlo přenášené přes, nebo odražené od pulsujícího arteriálního zdroje. Arteriální saturace krve kyslíkem SpO_2 je důležitý fyziologický parametr, pomocí něhož lze identifikovat rizikové faktory chronických onemocnění oběhového a dýchacího systému. Tímto přístrojem je možné identifikovat poruchy dýchání, astma, chronické obstrukce plic a to na základě odhalení hypoxie (nedostatku kyslíku). Pravidelné a neinvazivní posouzení saturace krve má velký význam v monitorování kardiovaskulárních příhod a u léčebných terapií chronicky nemocných, [7], [5].

Měření nasycení krve kyslíkem je založena na velkých rozdílech absorpčních koeficientů krve kyslíkem nasycené a nenasyčené v oblasti spektra v okolí vlnové délky 650 nm. Absorpce světla v okolí vlnové délky 650 nm je tedy různá pro dobře nasycenou krev kyslíkem (jasně červená) a pro krev málo nasycenou kyslíkem (tmavě červená) 2.2, zatímco v infračervené oblasti okolo 800 nm je absorpční koeficient na obsahu kyslíku v krvi téměř nezávislý. Zčervenání krve je dáno mírou množství obsaženého kyslíku. Přenášené světlo prstem nebo ušním lalůčkem je při průchodu tkání pohlcováno. Množství světla, které projde tkání je závislé nejen na zabarvení krve, ale závisí také na tloušťce tkáně, kterou světlo musí projít, [4], [2].

Konvenční kontaktní pulsní oxymetr je široce používán při běžných i kritických klinických aplikacích. U této techniky je senzor v kontaktu s pacientovou kůží, což



Obr. 2.2: Afinita kyslíku oxyhemoglobinu a deoxyhemoglobinu, převzato z [9].

je nepraktické v případech, kdy je potřeba vyhodnotit hojení ran na kůži, zvláště u popálenin, kdy je vyšetřovaná tkáň mechanicky izolována nebo u pacientů s třesem rukou či nohou. Navíc senzory mohou způsobovat nežádoucí podráždění pokožky, nepohodlí a bolest především u novorozenců. Obzvláště nepohodlné mohou být senzory během spánku, kdy mohou ovlivnit spánek pacienta nebo v průběhu sportovního tréninku, kdy mohou ovlivnit pohyblivost atleta, [8].

Konvenční sondy využívají pružinové klipy, které určují sílu stisku mezi senzorem a měřenou částí. Studie zkoumající účinek síly, kterou senzor působí na vyšetřovanou oblast došly k závěru, že působící síla musí být pečlivě kontrolována k získání kvalitních dat. Od této síly stisku se odvíjí velikost amplitudy a časový průběh vyšetřovaného fotopletysmografického PPG signálu a jestliže je klip nesprávně nastaven, může negativně ovlivnit výsledky. Tyto uvedené problémy by měla odstranit technika bezkontaktní obrazové fotopletysmografie, [6].

2.2 Měření obsahu kyslíku v krvi

Abychom získali odhad SpO_2 je nutno získat signály kardiovaskulární pulsní vlny na dvou rozdílných vlnových délkách. Obvykle jsou tedy jako zdroj světla u konvenčního pulsního oxymetru vybrány vlnové délky 660 nm a 940 nm.

Optický signál, dopadající z osvětlené tkáně na fotodetektor, je převeden na elektrický signál za vzniku fotopletysmografického signálu. Tento získaný biosignál nese informaci o změnách arteriálního objemu krve v periodických kontrakcích srdce během systoly. Velikost signálu je závislá na objemu krve vypuzované ze srdce do

periferního řečiště, na absorpci světla krví i kůží a dalšími tkáněmi a také na užité vlnové délce světla. Algoritmus zpracování biosignálu hodnotí na každé vlnové délce odděleně střídavé i stejnosměrné složky, [3].

Pro vyhodnocení jsou jako základ použity střídavé fotopletysmografické signály AC. Lze je získat filtrací a korespondují pouze s vlastnostmi arteriální krve - jsou závislé na barvě arteriální krve, nejsou však závislé na jejím objemu, tloušťce a pigmentaci kůže, struktuře cévního řečiště. Stejnosměrné signály DC jsou závislé na charakteru vyšetřované tkáně - odpovídají světloabsorbujícím tkáním bez krve, venózní krvi, pigmentaci kůže a nemají na měření podstatný vliv, [3].

Odhad arteriální saturace kyslíku je možný získat vícero způsoby. Jeden způsob využívá složky AC a DC vyskytují se na dvou různých vlnových délkách. Poměr mezi nimi přímo koreluje s arteriální saturací kyslíku SpO_2 a umožňuje jeho kontinuální a neinvazivní monitorování. Při měření vznikají nejmenší chyby pro rozsah saturace kyslíkem v rozmezí 50-100%, což je z lékařského hlediska plně postačující. Poměr složek R na dvou vlnových délkách je definován jako:

$$R = \frac{AC_{RED}/DC_{RED}}{AC_{IRED}/DC_{IRED}}, \quad (2.2)$$

kde AC_{RED} , AC_{IRED} jsou hodnoty pulsující arteriálního signálu na červené a infračervené vlnové délce a DC_{RED} , DC_{IRED} jsou relativně konstantní hodnoty světelného útlumu na dvou vlnových délkách.

Následující standardní empirický vztah udává poměr korelace R a SpO_2 , [5]:

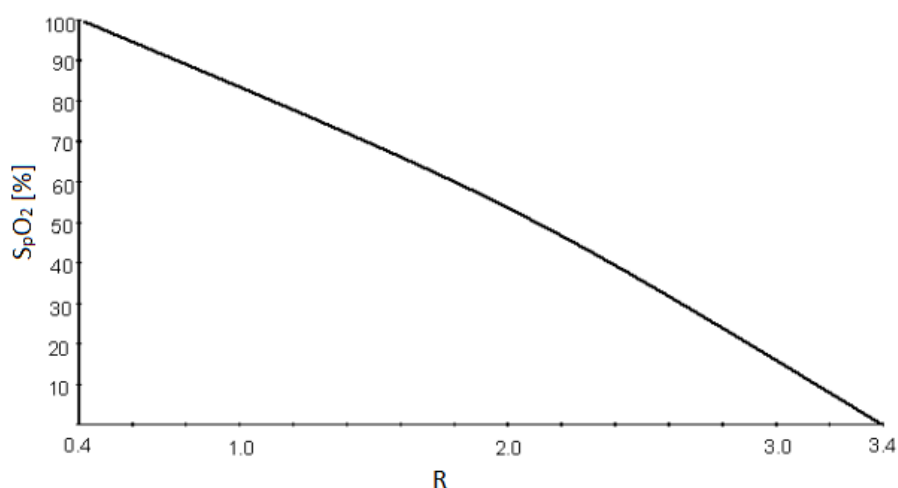
$$SpO_2 = 110 - 25(R). \quad (2.3)$$

R s SpO_2 přímo koreluje a rovnice 2.2 a 2.3 jsou tak značně využívány v pulsní oxymetrii.

Odhad SpO_2 lze také určit využitím grafu podle obrázku 2.3, který udává poměr červeného a infračerveného světla detektoru R v závislosti na procentuální saturaci kyslíku SpO_2 nebo ze vztahu 2.4, který za zjednodušeného předpokladu, že vzorek krve obsahuje dvě složky homogenní směsi (Hb a HbO_2), může být kvantitativním poměrem stanoven jako, [10], [3]:

$$SpO_2 = A - B \frac{\left(\frac{I_{AC}}{I_{DC}}\right) \lambda_1}{\left(\frac{I_{AC}}{I_{DC}}\right) \lambda_2}, \quad (2.4)$$

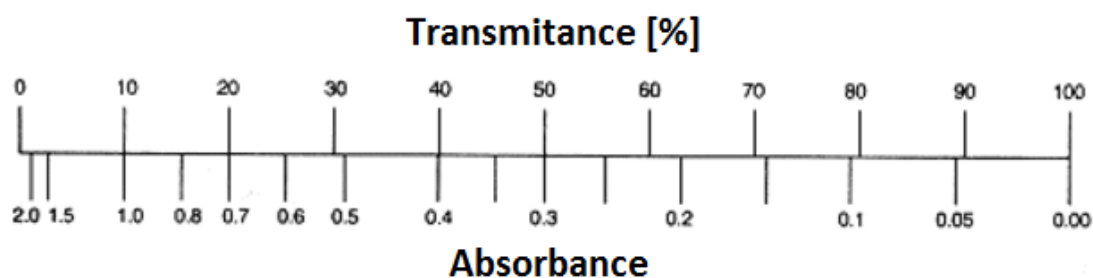
kde A , B jsou koeficienty závislé na specifické pohltivosti Hb a HbO_2 , I_{AC} hodnoty pulsních AC složek a I_{DC} hodnoty stejnosměrných DC složek transmittovaného nebo odraženého světla na vlnových délkách λ_1 a λ_2 .



Obr. 2.3: Přibližný vztah mezi SpO_2 a R , což je poměr mezi červenou, infračervenou, stejnosměrnou a střídavou složkou, převzato z [10].

2.3 Lambert-Beerův zákon

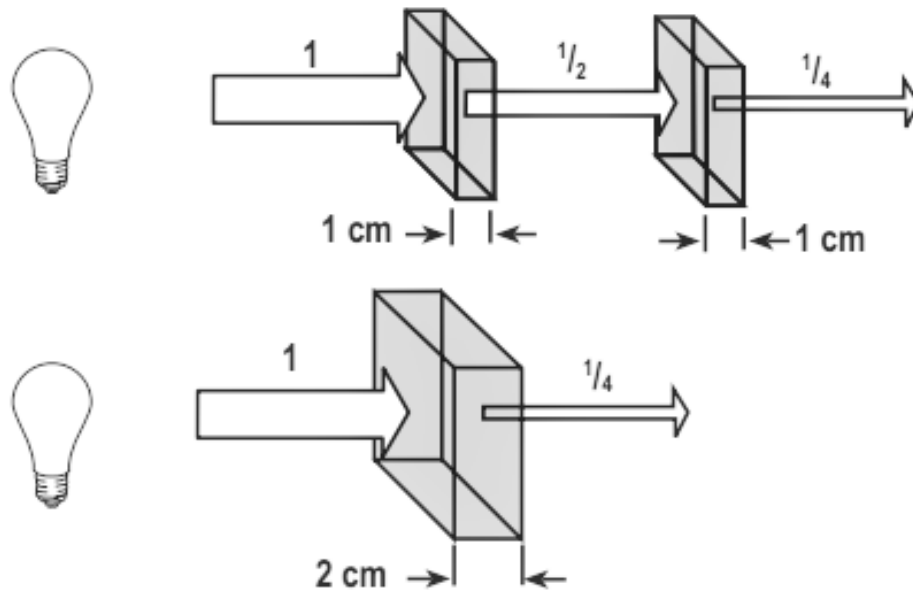
Kromě úplné transmise světla, mohou objekty tkáně část nebo všechno světlo absorbovat, obvykle přeměnou na teplo. Materiály často absorbují světlo při určitých vlnových délkách, zatímco při jiných dochází k transmissi. Tento jev se nazývá selektivní absorpce. Vztah mezi absorpcí a transmisí je ilustrován diagramem 2.4, [11], [12].



Obr. 2.4: Vztah mezi absorpcí a transmisí, převzato z [12].

Lambertův zákon absorpce říká, že stejné tloušťky daného homogenního materiálu absorbují stejné množství světla, 2.5. Jinými slovy, 1 cm blok materiálu absorbuje polovinu přicházejícího světla a druhý totožný blok znovu absorbuje polovinu tohoto paprsku, takže pouze $\frac{1}{4}$ původního světla projde (transmituje) přes celkově 2 cm blok materiálu, [11].

Exponenciální chování je dáno vzorcem:



Obr. 2.5: Lambertův zákon absorpce, převzato z [11].

$$I = I_0 e^{-\alpha x}, \quad (2.5)$$

kde I je intenzita prošlého světla, I_0 je světlo vstupující do prostředí tkáně, α je absorpční koeficient a x je tloušťka vzorku tkáně.

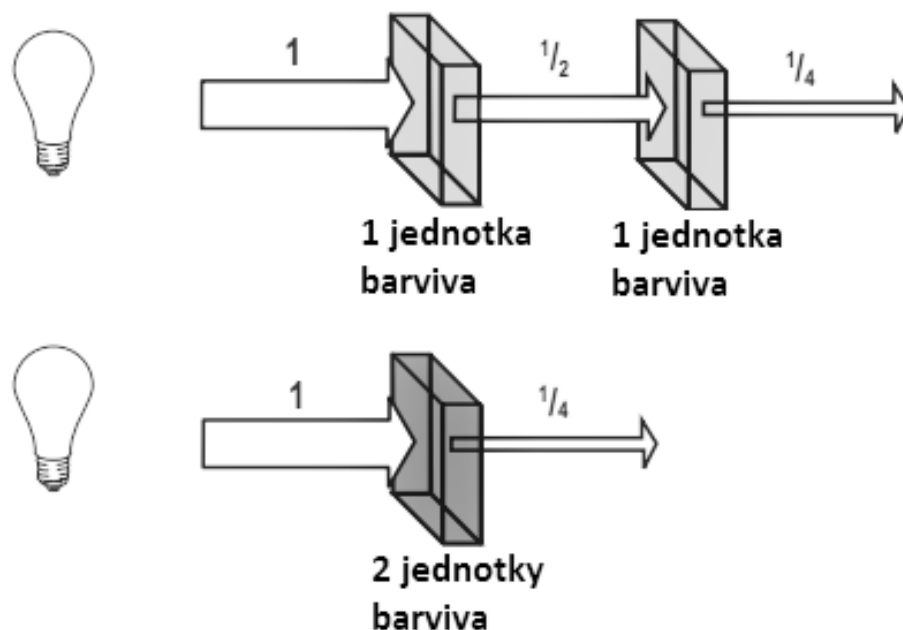
Beerův zákon dále rozšiřuje absorpční koeficient α do dvou proměnných: β – součinitel absorpce, c – koncentrace materiálu. Beerův zákon říká, že stejné množství monochromatického světla je absorbováno ve dvou po sobě jdoucích stejných roztocích se stejným barvivem jako v jednom roztoku obsahující dvojnásobné množství barviva ve stejném objemu, 2.6, [11].

Lambertův i Beerův zákon lze spojit do jedné rovnice, která zohledňuje tloušťku i koncentraci materiálu. Tato rovnice se nazývá Lambert-Beerův zákon:

$$I = I_0 e^{-\beta c x}, \quad (2.6)$$

kde β je součinitel absorpce a c koncentrace absorpčního materiálu (tkáně).

Pozorováním útlumu v tkáni však absorpce tvoří pouze asi 20%, zbývajících 80% tvoří rozptyl. Lambert-Beerův zákon je potřeba upravit tak, aby zohlednil účinky rozptylu zahrnutím proměnné G - útlum v důsledku rozptylu a multiplikativní proměnné DPF (Differential Pathlength Factor), která po vynásobení vzdáleností d mezi zdrojem a detektorem představuje zvýšení optické dráhy způsobené rozptylem, [13].



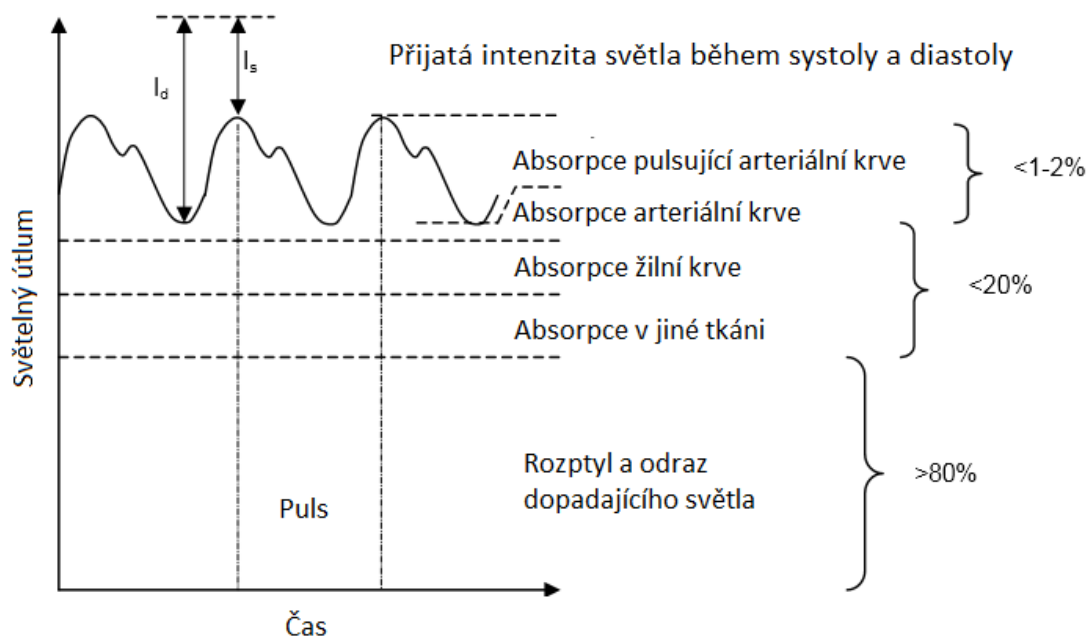
Obr. 2.6: Beerův zákon absorpce, převzato z [11].

2.4 Absorpce světla v tkáni

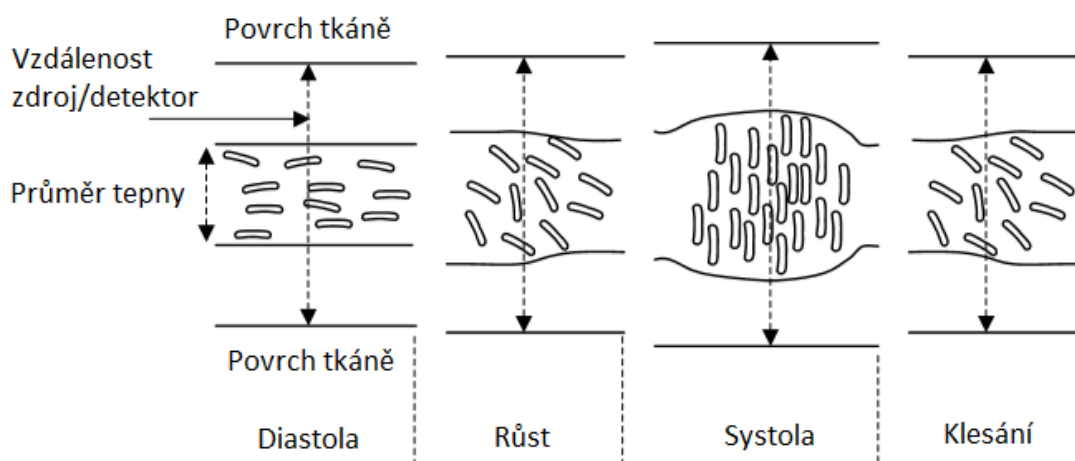
Jestliže tkáni prochází červené nebo infračervené světlo, potom světlo dopadající na detektor bude utlumeno v důsledku odrazu a absorpce světla. Světlo se odrazí od pokožky a rozptyluje od tkání, kostí, tuků. K absorpci dochází v tkáních, venózní a arteriální krvi. Přijatá světelná intenzita díky pulsaci arteriální krve obsahuje rychle pulsující složky způsobující útlum. Obrázek 2.7 vyobrazuje složky zeslabení světla v tkáni a znázorňuje jak se jaká složka na útlumu podílí, [13].

Na obrázku 2.8 vidíme uspořádání erytrocytů v tepně v různých fázích srdečního cyklu. Při systole se buňky stlačí k sobě a jsou orientovány kolmo ke směru proudění. Při diastole buňky nejsou seskupeny tak hustě u sebe a jejich orientace je se směrem proudění. Tyto jevy společně vytváří maximální absorpci (minimální transmitanci) světla během systoly a naopak minimální absorpci (maximální transmitanci) při diastole, [13].

Modifikovaným Lambert-Beerovým zákonem bylo zjištěno, že musí být vypočítána absorpce chromofor v rozptýleném médiu za účelem stanovení relativní koncentrace Hb a HbO₂. Chromofor je látka odpovědná za absorpci záření. Chromoforem hemoglobinu je hem, [14].



Obr. 2.7: Složky útlumu v detekovaném světle, převzato z [13].



Obr. 2.8: Uspořádání a orientace erytrocytů během srdečního cyklu, převzato z [13].

2.5 Modifikovaný Lambert-Beerův zákon

Pomocí modifikovaného Lambert-Beerova zákona je možné určit změny koncentrace hemoglobinů.

Rovnice ukazuje obecný tvar modifikovaného Lambert-Beerova zákona:

$$A_{\lambda} = \ln \frac{I_0}{I} = \epsilon_{\lambda} \cdot [C] \cdot d \cdot DPF + G, \quad (2.7)$$

kde A_λ je světelný útlum na vlnové délce λ , I je intenzita detekovaného světla, I_0 je světlo emitované ze světelného zdroje, C je koncentrace chromoforu, ϵ_λ je extinkční (absorpční) koeficient C na vlnové délce λ , d je vzdálenost mezi emitovaným světlem a detektorem, DPF je zvýšení optické dráhy světla v rozptylujícím prostředí a G je faktor rozptylu. Spojité vlny PPG systému nejsou schopné určit faktor G , čímž se rovnice omezí na odhad relativních změn koncentrací hemoglobinu. Diferenciální přístup umožňuje výpočet relativních změn koncentrací hemoglobinu od počátku měření. Za předpokladu, že rozptyl tkání je během měření konstantní, lze eliminovat faktor G z rovnice 2.7. Rovnice 2.8 a 2.9 znázorňují systém lineárních rovnic pro dvě vlnové délky.

$$\Delta A_{660} = \left(\epsilon_{Hb_{660}} \Delta [Hb] + \epsilon_{HbO_{2_{660}}} \Delta [HbO_2] \right) \cdot d \cdot DPF \quad (2.8)$$

$$\Delta A_{880} = \left(\epsilon_{Hb_{880}} \Delta [Hb] + \epsilon_{HbO_{2_{880}}} \Delta [HbO_2] \right) \cdot d \cdot DPF, \quad (2.9)$$

kde ΔA_{660} a ΔA_{880} jsou útlumy na 660 nm a 880 nm, ϵ_{Hb} a ϵ_{HbO_2} jsou extinkční koeficienty Hb a HbO₂ na dvou vlnových délkách, $\Delta [Hb]$ a $\Delta [HbO_2]$ jsou změny koncentrací dvou hemoglobinů, d je vzdálenost mezi emitovaným světlem a fotodetektozem a DPF představuje zvýšení optické dráhy světla v rozptylujícím prostředí.

Systém lineárních rovnic poskytuje řešení pro změny koncentrací hemoglobinů:

$$\Delta [Hb] = \frac{\Delta A_{880} \epsilon_{HbO_{2_{660}}} - \Delta A_{660} \epsilon_{HbO_{2_{880}}}}{\epsilon_{HbO_{2_{660}}} \epsilon_{Hb_{880}} - \epsilon_{HbO_{2_{880}}} \epsilon_{Hb_{660}}} \cdot d \cdot DPF \quad (2.10)$$

$$\Delta [HbO_2] = \frac{\Delta A_{660} \epsilon_{Hb_{880}} - \Delta A_{880} \epsilon_{Hb_{660}}}{\epsilon_{HbO_{2_{660}}} \epsilon_{Hb_{880}} - \epsilon_{HbO_{2_{880}}} \epsilon_{Hb_{660}}} \cdot d \cdot DPF \quad (2.11)$$

$$\Delta [tHb] = \Delta [Hb] + \Delta [HbO_2]. \quad (2.12)$$

DPF hodnoty nemusí být pro určitou vzdálenost v literatuře k dispozici, ale lze je nahradit výsledky relativních změn koncentrací hemoglobinů v $mM \cdot cm$ ($[absolutní\ koncentrace] \times [optická\ délka\ dráhy]$), [5].

3 BEZKONTAKTNÍHO MĚŘENÍ ZÁKLADNÍCH FYZIOLOGICKÝCH PARAMETRŮ

Tato kapitola obecně popisuje postup získání a zpracování obrazového signálu v podobě videosekvencí. Videosekvence ve formě fotopletysmografických signálů jsou následně upraveny, zpracovány vhodnou analýzou obrazu a výsledkem je odhad tepové frekvence HR, dýchací frekvence BR nebo nasycení krve kyslíkem SpO_2 .

Bezkontaktního měření fyziologických parametrů spočívá, v případě této práce, v monitorování obličeje pacienta kamerou, která je umístěna přibližně 50 cm od vyšetřované osoby. Práce je teoreticky zaměřena na získání obrazových videosekvencí pomocí kamery a přídatného světelného zdroje. K získání videosekvencí pro odhad SpO_2 je potřeba světelný zdroj pracující jak ve viditelném, tak i v infračerveném spektru. Navržený LED modul tak osvětluje pacientovu tkáň a tím posiluje signál na vlnových délkách, které jsou hůře detekovány videokamerou, kvůli její možné nedostatečné kvantové účinnosti v určitém spektru.

Snímání obrazu na dálku má v porovnání s kontaktním měřením výhodu v tom, že nabízí detailní prostorové informace současně z více míst. Může být vybráno libovolné místo snímání a určena i jeho velikost, což u kontaktního měření není možné. Kontaktní měření získává fyziologické informace pouze z jednoho místa a to nejčastěji z periferie prstu nebo ušního lalůčku. Bezkontaktní obrazová fotopletysmografie také zabráňuje deformacím v arteriální stěně způsobenými pružinovými klipy kontaktních PPG sond a tak obrazová PPG technika v tomto ohledu získává spolehlivější signály, [6].

Metody bezkontaktního měření fyziologických parametrů, zejména v noci, jako tepové a dechové frekvence jsou v telemedicině velmi žádoucí. Mohou sloužit jako prevence syndromu náhlého úmrtí kojenců, odhalovat mrtvici a srdeční infarkt u starší populace v domácím prostředí. Díky těmto metodám je možné měřit stres na pracovištích a předcházet následkům dlouhodobého stresu. Dalším příkladem by mohlo být měření tepové frekvence pacientů v čekárnách nebo, s nahlédnutím do budoucna, základní diagnostika pacienta v domácím prostředí a v případě odhalení kritického pacientova stavu automatické zavolání první pomoci.

3.1 Postup bezkontaktního měření

Určitá část těla pacient, převážně obličej, je bezkontaktně snímána videokamerou. Videokamera za určitý čas získá sérii snímků. Ty jsou zpracovány a vhodnou analýzou je možné odhadnout daný parametr. Videokamera může dopomáhat k získání kvalitnějších videosekvencí LED modul, sloužící jako přídatný světelný zdroj, který

upravuje spektra vybraných vlnových délek v závislosti na použitých diodách. Zaznamenané pulsní změny kardiovaskulárního systému odpovídají tepové frekvenci HR, dochází k modulaci amplitudy PPG vlny. Zaznamenané mohou být i dýchací pohyby a lze tak měřit i dýchací frekvenci RR. Bezkontaktně lze detekovat i další kardiovaskulární parametr a to nasycení krve kyslíkem SpO_2 .

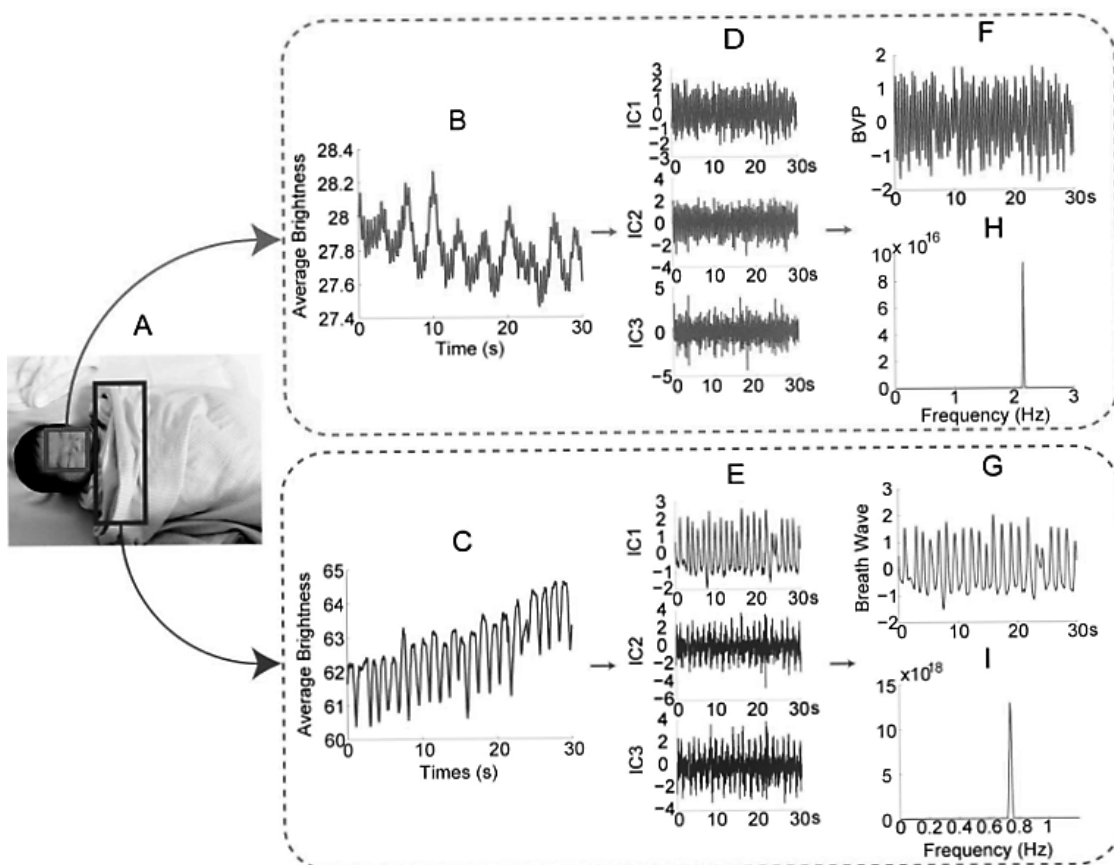
Vliv na bezkontaktní měření má okolní osvětlení, zvolená videokamera i intenzita a vlnová délka světla generována LED modulem. Důležitá je i správná vzdálenost videokamery od pacienta a využití vhodné metody ke zpracování videosekvencí.

Shrne-li se obecně postup bezkontaktní detekce je potřeba nejprve nasnímat scénu videokamerou. K měření tepové frekvence a nasycení krve kyslíkem je nejčastěji snímáno pacientovo čelo. V tomto místě se nachází krevní cévy zásobované nadočnicovou tepnou a mnoho studií dokázalo, že čelo má lepší vlastnosti k měření odhadu SpO_2 oproti konvenčnímu oxymetru, jehož elektroda je upevněna na prstu nebo ušním lalůčku. Za určitý čas jsou nasnímány série snímků. Z této videosekvence je vybrána oblast zájmu ROI (Region Of Interest). Poté dochází k předzpracování videosekvencí oblasti zájmu, kdy je oblast zájmu rozkládána do tří RGB kanálů. Následně se provede finální analýza PPG signálu. Typů analýz je hned několik. Může se jednat o časově-frekvenční analýzu, analýzu nezávislých komponent nebo autoregresivní model. Výsledkem analýzy je odhad měřeného parametru, [6], [8].

3.2 Experimenty bezkontaktního měření

Obrazová PPG nabrala ve svém počátku více výzkumných směrů. Jeden z nich se zabýval využitím vysokorychlostních kamer s vysokým rozlišením a druhý využitím webových kamer. Dále se studie zaměřovaly na použití vlastního zdroje světla nebo jako zdroj světla bylo bráno okolní osvětlení. Hlavní myšlenkou však byl fakt, že objemové změny v cévách v průběhu srdečního cyklu mění dráhy dopadajícího okolního světla. Prvními experimenty byly dokázány změny amplitud ve složkách charakterizující změny tepové a dechové frekvence. Experiment využíval CMOS kameru snímající paži pacienta a nekoherentní monochromatické světlo o vlnových délkách 660, 810 a 940 nm, [28].

Článek [8] popisuje bezkontaktní detekci tepové a dechové frekvence z několika snímků zachycených kamerou v denních a nočních podmínkách. Byla použita kamera pracující ve viditelné i infračervené oblasti 400 - 1000 nm. Jako zdroj světla bylo bráno okolní osvětlení a infračervené světlo emitované LED diodou 830 nm. Vzdálenost mezi pacientem a kamerou byla 0,5 až 3 m. Princip techniky je v odhalení časové dynamiky tlukotu srdce a dýchání. Změny objemu krve v průběhu srdečního cyklu mění množství absorbovaného světla v cévách. Pohyby těla způsobené



Obr. 3.1: Bezkontaktní získání fyziologických parametrů z videosekvencí. A - série snímků získaná z horní části těla novorozence. Obdelník na obličeji označuje oblast zájmu k měření tepové frekvence, obdelník na hrudi dechové frekvence. Průměrné jasové hodnoty během 30 sekundového záznamu. B - časová řada pro měření tepové frekvence zobrazena nahoře. C - časová řada pro měření dechové frekvence zobrazena dole. D, E - rozklad signálu na komponenty analýzou nezávislých komponent ICA. F, G - Zrekonstruovaný signál pulsního objemu a respirační vlny. H, I - Výkonové spektra signálů tepové a dechové frekvence, převzato z [8].

dýcháním mění dráhu světla a následné změny odraženého světla vytváří harmonogram dýchání. Následuje analýza videosekvencí založená na dekonstrukci obrazů z jednotlivých kanálů s použitím techniky ICA. V tomto experimentu bylo dosaženo vysokého stupně shody mezi hodnotami získanými touto metodou a referenční metodou v podobě kontaktního oxymetru. Limitující zde byla nízká snímkovací frekvence komerčních kamer 15 - 30 fps, [8].

V [6] se porovnává odhad tepové a dechové frekvence pomocí vysokorychlostní CMOS videokamery Mikrotron MC1311 a webové kamery Logitech Pro 9000 za okolního osvětlení. Jako referenční se berou hodnoty z kontaktního pulsního oxy-

metru. Výsledky ukázaly, že CMOS kamera a webová kamera vykazují srovnatelné schopnosti při měření tepové frekvence a to i při proměnné zátěži. Bland-Altmanova analýza dokázala, že tepová frekvence odvozena z obou obrazových systémů je porovnatelná s hodnotami z kontaktního senzoru. Zároveň byl odhalen nezávislý vztah mezi intenzitou okolního osvětlení a amplitudou normalizovaných pletysmografických signálů. Studie poskytuje informace o použitelnosti webové kamery, jako obrazového PPG systému, při vzdáleném hodnocení fyziologických parametrů jako je tepová a dechová frekvence, což naznačuje slibnou alternativu ke konvenčnímu oxymetru, například u domácího monitorování, [6].

Následně byly zkoumány možnosti měření nasycení krve kyslíkem. Předpoklad pro měření SpO_2 je získání signálu kardiovaskulární pulsní vlny na dvou rozdílných vlnových délkách.

Experiment popsáný v článku [13] který extrahoval SpO_2 využíval kamerový systém schopný snímat dva PPG signály na dvou vlnových délkách současně bezkontaktním způsobem a diodové pole emitující světlo na 760 nm a 880 nm. Nicméně účinná měření vyžadovala, aby byl zdroj světla v blízkosti pokožky nebo dokonce v kontaktu s kůží, což neřeší problém bezkontaktního měření. Práce dosahovala dobrých výsledků v odhadu tepové a dechové frekvence, ale odhad nasycení krve kyslíkem dosahoval chybovosti $\pm 3\%$, [13].

Článek [7] popisuje metodu, která dálkově měří saturaci kyslíku v krvi dvěma CCD kamerami pod stálým osvětlením. Do kamer jsou nainstalovány úzkopásmové filtry s vlnovou délkou ve viditelné oblasti 660 a 520 nm, infračervená oblast je zde vynechána, a následně jsou použity k zachycení dvou PPG signálů. Výsledky srovnání s kontaktním senzorem ukázaly, že data z nového bezkontaktního systému jsou srovnatelná. V porovnání s ostatními metodami pracujícími s kamerou, které vyžadují další přídatné osvětlení tato metoda využívá stálých světelných podmínek, které jsou snadněji proveditelné, [7].

Výhodou metody je získání kardiovaskulární pulsní vlny pomocí okolního světla, detekce není omezena vzdáleností mezi detektorem a kůží a filtry blokují rušení okolního světla s výjimkou potřebných světél. Nevýhodou je finanční nákladnost, kdy je zapotřebí využít dvou CCD kamer a úzkopásmových filtrů.

Tato práce se bude zabývat návrhem LED modulu jako světelného zdroje, který bude doplňovat kameru k získání až čtyř PPG signálů, díky LED diodám pracujících na čtyřech vlnových délkách. Získané PPG signály jsou závislé na použitých LED diodách, jejich vlnových délkách a optických výkonech. Hlavní výhodou tohoto systému je v možné úpravě vyzařovaného spektra dané diody v závislosti na použité kameře a v jednoduchosti s kterou jsou spojeny nízké náklady. Systémy využívající jako světelný zdroj okolní osvětlení obsahuje před kamerou filtry, které separují vlnové délky dopadající na snímač. Tento systém s filtry je nákladnější, stejně jako

kamery, které mají filtry v těle integrovány. Vybranému systému také nahrává fakt, že hardware ku příkladu webových kamer je rok od roku výkonnější a webové kamery jsou schopny snímat obraz s vysokým rozlišením i vzorkovací frekvencí, což před dekádou zvládly jen velmi drahé kamery.

4 DETEKTORY CCD, CMOS

V blízké infračervené spektroskopii se používají křemíkové polovodičové detektory. Potřebná energie k přesunu elektronu z valenčního pásma do vodivostního pásma je přibližně 1,12 eV. Dopadající světlo s kratší vlnovou délkou než 1107 nm má dostatečnou energii k vyvolání vodivosti, takže tyto detektory jsou vhodné pro pulsní oxymetrii.

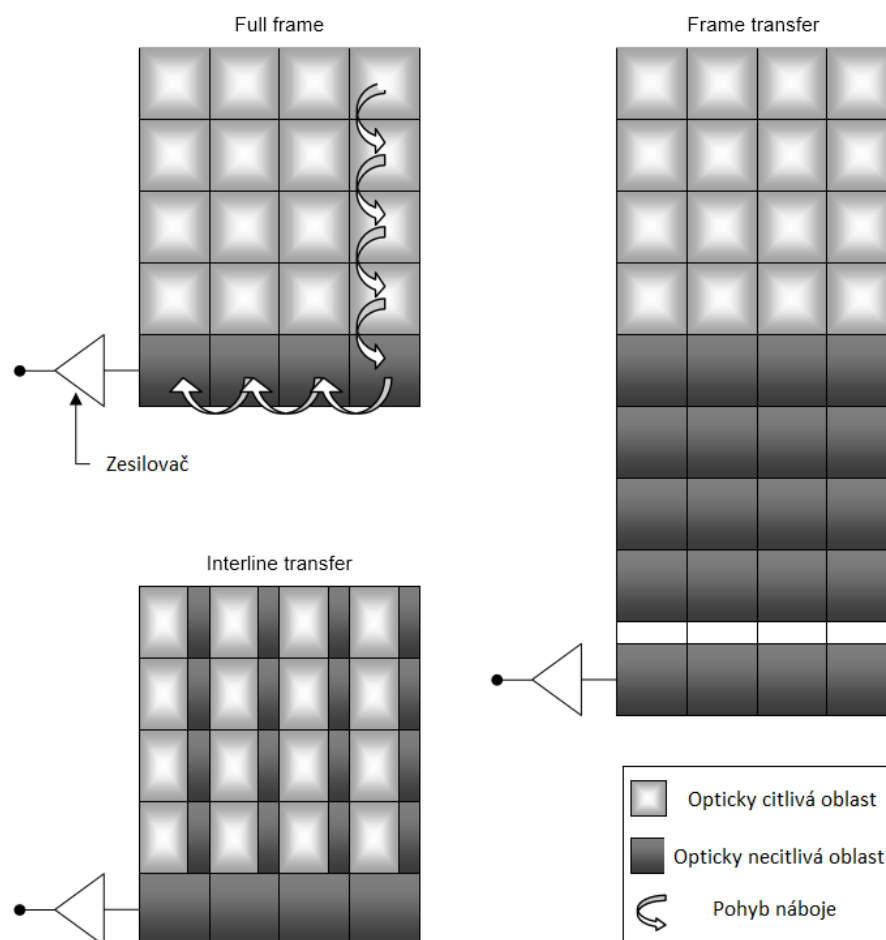
První studie se zabývaly měřením okysličením tkání, kde se často využíval detektor CCD (charge-coupled device). CCD byly použity jako detektory kamerových systémů k měření regionálních rozdílů v okysličené tkáni.

Kamerový systém pro bezkontaktní pulsní oxymetrii má však jiné požadavky na kameru než má bezkontaktní tkáňová oxymetrie NIRS (Near Infrared Spectroscopy). NIRS je neinvazivní metoda k měření saturace mozkového hemoglobinu kyslíkem. U této metody dochází k změnám v okysličené tkáni v průběhu několika minut, ale změny saturace kyslíku v arteriální krvi jsou rychlejší. Bezkontaktní kamera u pulsní oxymetrie vyžaduje vyšší snímkovací frekvence, než je nutné u bezkontaktní tkáňové oxymetrie. Zároveň je třeba zabezpečit úzké pásmo monochromatického světelného zdroje. Světelný zdroj pracuje na dvou vlnových délkách (660 nm a 880 nm) a tyto impulsní signály je potřeba zachytit současně. Bezkontaktní pulsní oxymetrie tedy pracuje na principu osvětlování tkáně dvěma světelnými zdroji při dvou různých vlnových délkách a současnou detekci těchto signálů pomocí multiplexního detektoru, [13], [44].

4.1 CCD obrazový senzor

Obrázek 4.1 znázorňuje tři architektury běžného CCD senzoru. Full frame, Inter-line transfer, a Frame transfer. Full frame CCD snímač se skládá z pole sousedících pixelů. Každý pixel se skládá z jedné fotodiody. Během expozice dopadající fotony s dostatečnou energií akumulují fotoelektrony v obrazových bodech na které dopadají. Na konci expozice je náboj z každého pixelu odečten přes vyrovnávací paměť. Náboje z posledního sloupce matice jsou převedeny do řádku vyrovnávací paměti snížením napětí v posledním sloupci a současně zvýšením napětí ve vyrovnávací řadě. Náboje ve vyrovnávací paměti jsou pak posunuty horizontálně směrem k zesilovači. V zesilovači jsou náboje z akumulovaných fotoelektronů převedeny na napětí. Šipky na obrázku 4.1 ukazují cestu přijatého náboje vybraného jednoho pixelu na cestě k zesilovači.

Architektura Full frame čte náboj sekvenčním způsobem. Čas čtení náboje je dlouhý a v průběhu čtení se stále hromadí náboj z dopadajícího světla. Následkem jsou svislé pruhy ve snímaném obrazu vycházející z jasnějších částí obrazu známé



Obr. 4.1: Tři běžné architektury CCD senzoru, převzato z [13].

jako rozmazání. Rozmazání lze eliminovat mechanickou uzávěrkou, která přeruší expozici současně po celé ploše senzoru. Toto řešení je dostačující u fotografií, ale nevyhovující u videa.

Rozmazání lze předejít použitím architektury Interline transfer. Zde je mezi každý sloupec pole umístěn malý kanál světlem stíněných pixelů. Na konci expozice je akumulovaný náboj každého pixelu přenesen na sousední stíněný pixel na kterém expozice končí. Je tedy možné provést odečet nábojů předchozího snímku v průběhu expozice aktuálního snímku, čímž se zvýší snímkovací frekvence. Zamezení rozmazání a zvýšená snímkovací frekvence je na úkor faktoru plnění (fill factor), což je poměr opticky citlivé oblasti k celkové ploše pixelu. Tento poměr se při Interline transfer architektuře snižuje. Na tvorbě snímku se podílí menší plocha pixelů a citlivost klesá.

Poslední architekturou je Frame transfer, u které je pole stíněných pixelů připojeno k snímacímu poli. Na konci expozice se náboj ze snímacího pole přenáší

do stíněného pole. Během následující expozice může být náboj ze stíněného pole odečten obvyklým způsobem přes vyrovnávací paměť. Jde o jakousi střední cestu uvedených architektur. Frame transfer oproti Full Frame dosahuje vyšší snímkovací frekvence a lépe omezuje rozmazání snímku. Tyto parametry však má horší než architektura Interline transfer. Výhodou Frame transfer je, že neoslabuje faktor plnění, ale v porovnání s ostatními architekturami vyžaduje dvojnásobně více prostoru a energie.

Všechny architektury CCD snímačů čtou každý pixel v poli sériově. Náboj je převáděn na napětí a zesílení obstarává jeden zesilovač. U zesilovače je kladen důraz na vysokou šířku pásma kvůli velké velikosti pole a vysoké snímkovací frekvenci. Šířka pásma zesilovače je u některých CCD snímačů limitujícím faktorem, [13].

4.2 CMOS obrazový senzor

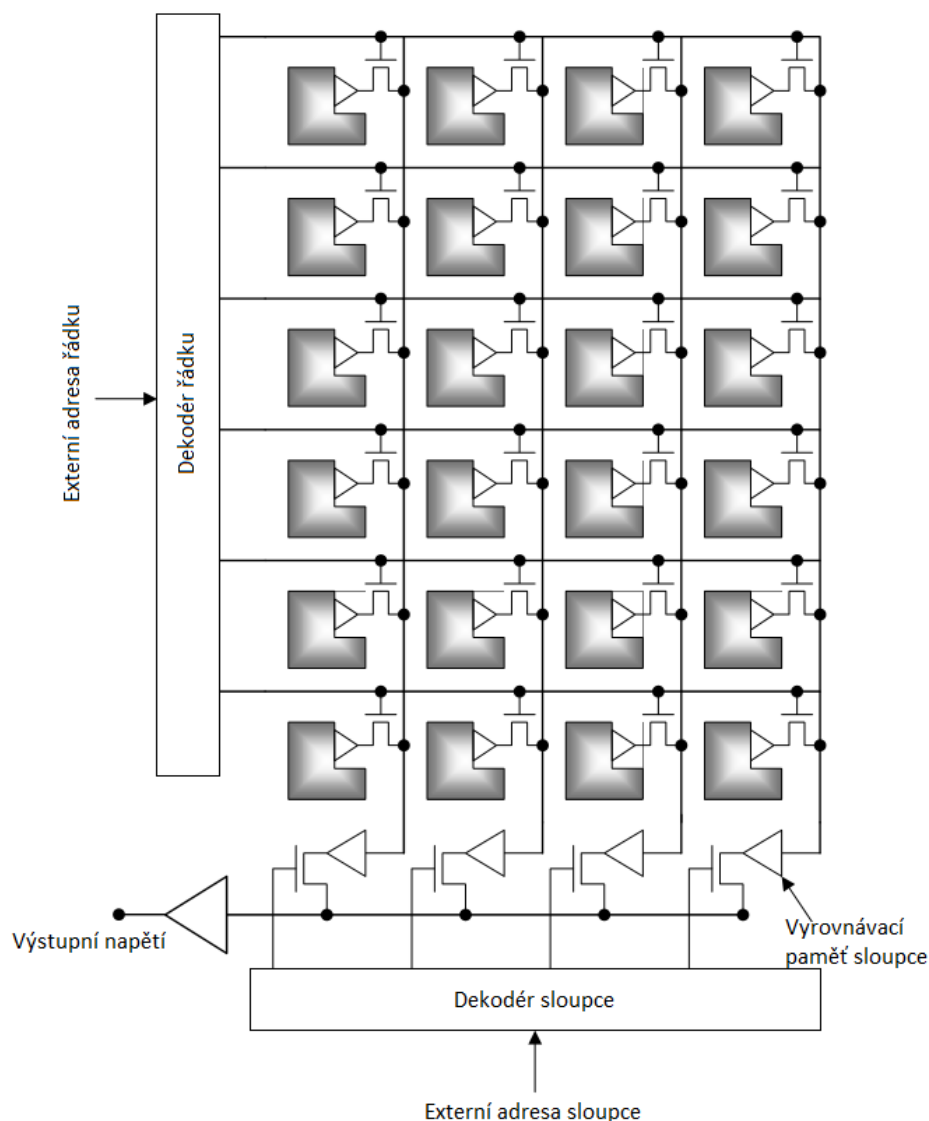
Obrázek 4.2 znázorňuje architekturu CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) snímače. Každý pixel CMOS obrazového senzoru se skládá z opticky citlivé oblasti, kterou tvoří fotodiody a opticky necitlivé oblasti složené z jednoho až pěti tranzistorů. Mezi každým řádkem a sloupcem jsou opticky necitlivé kovové stopy a faktor plnění je tak vždy menší než 100%.

Snímač CMOS obsahuje dekodér řádku a sloupce a tak během čtení jakéhokoliv pixelu nebo skupiny pixelů lze libovolně zvolit jejich adresu řádku a sloupce. Na rozdíl od CCD je akumulovaný náboj každého pixelu převeden na napětí a zesílen přímo v pixelu.

Původní CMOS snímače obsahovaly pouze jeden tranzistor na pixel (1T). S tímto jedním tranzistorem bylo umožněno libovolné čtení z pole, ale již nedocházelo k zesílení a poměr signál/šum byl nedostačující. Navíc tyto snímače trpěly stejným efektem rozmazání jako CCD a tak se od nich opustilo.

Moderní CMOS snímače mají aktivní pixely, které obsahují nejméně tři tranzistory (3T). Náboj se akumuluje, převádí na napětí a zesiluje v jednom pixelu. Okamžité zesílení signálu zlepšuje SNR, ale na úkor faktoru plnění, s kterým souvisí dynamický rozsah. Zesílení v pixelu vede ke vzniku šumu s pevným vzorem. Následkem jsou nepatrné rozdíly v zesílení napříč celým polem. Tento šum je korigován při zpracování obrazu. Ačkoliv 3T snímače nabízí přijatelný SNR pro mnoho aplikací, tak obraz rozmazávají při zpracování videa. Přidáním čtvrtého nebo pátého tranzistoru se podstatně zlepší SNR i dynamický rozsah CMOS snímače.

Ve srovnání s CCD, snímač CMOS v sobě integruje více obvodů. Destičky polovodičů se začaly vyrábět jemnější litografií což zvedlo náklady a bylo třeba zajistit výrobní proces. Dříve CMOS snímače sdílely výrobní proces s paměťmi a logickými

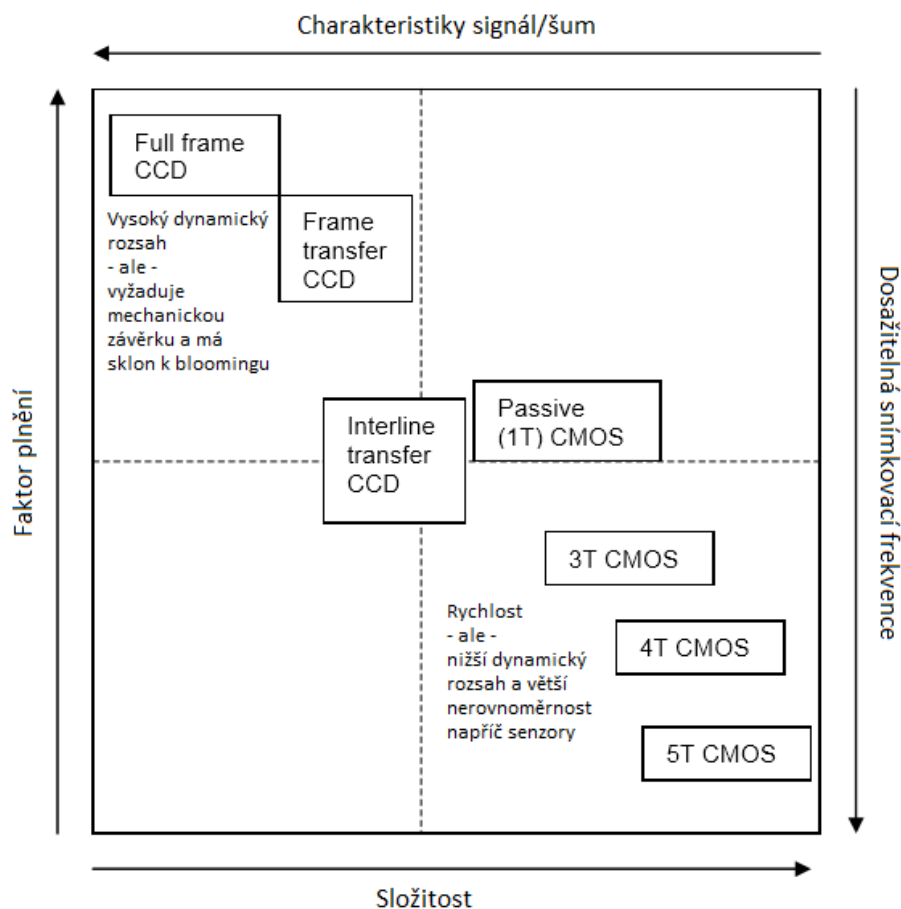


Obr. 4.2: Architektura CMOS senzoru, převzato z [13].

obvody, což bylo výhodné oproti CCD snímačům, které vždy byly na míru požadovaných procesů, [13].

4.3 Výběr mezi CCD nebo CMOS snímačem

Pokud se porovnají oba typy snímačů tak CCD snímač poskytuje nepochybně vyšší citlivost, poměr SNR i dynamický rozsah na základě vysokého faktoru plnění. CMOS snímače zaostávají v každé z této oblasti, ale naopak jsou schopné vyšší vzorkovací frekvence a nižší spotřeby. Obrázek 4.3 vyobrazuje relativní polohy různých CCD a CMOS architektur ve vztahu k těmto parametrům.



Obr. 4.3: Kompromisy spojené s různými CCD a CMOS architekturami, převzato z [13].

Obě technologie se často spojují s různými aplikacemi (CCD - spektroskopie, CMOS - bezkontaktní pulsní oxymetrie). Volba technologie je závislá na parametrech, které jsou aplikací vyžadovány, [13].

4.4 Požadavky na snímač pro bezkontaktní pulsní oxymetrii

Pro bezkontaktní pulsní oxymetrii jsou důležité tyto parametry:

- Vysoká snímkovací frekvence - jedná se o rychlost monitorování pulsní složky, změny absorpce, na obou vlnových délkách. Rychlost přenosu dat.
- Poměr signál/šum SNR - požaduje se vysoký odstup signálu od šumu.
- Kvantová účinnost QE - určuje kolik fotonů dopadajících na snímač je přeměněno na signál. Snímač s QE kolem 30% znamená, že dokáže přeměnit na

signál 30 ze 100 fotonů.

- Citlivost - jak velká oblast každého pixelu je citlivá na světlo.
- Dynamický rozsah - poměr maximálního možného signálu k celkovému šumu v signálu za tmy.
- Snímání velké oblasti tkáně (v porovnání s kontaktním pulsním oxymetrem) k pozorování fotopletysmografického signálu.

4.4.1 Kvantová účinnost

Jedná se o rozsah vlnových délek záření, který je detektor schopen detekovat. Je požadována dostatečná citlivost pro měření rozdílu absorpce (přijaté intenzity světla) na dvou vlnových délkách světla. Nenulová kvantová účinnost kamery musí spadat kromě viditelného spektra též do spektra infračerveného.

Kvantová účinnost je závislá jak na vlnové délce světla, na charakteru každého pixelu i na době expozice nutné k zachycení stejného signálu. QE není konstantní přes celé spektrum a během převádění fotonů na signál dochází k absorpčním ztrátám i k odrazovým ztrátám (křemík světlo do jisté míry odráží). CCD snímáče mohou mít QE na určitých vlnových délkách téměř 90%, typicky ale kolem 60%, zatímco CMOS snímáče jen kolem 25%. Tyto hodnoty jsou ale velmi relativní a záleží na volbě daného snímáče, což dokazují obrázky 4.4, 4.5, [15].

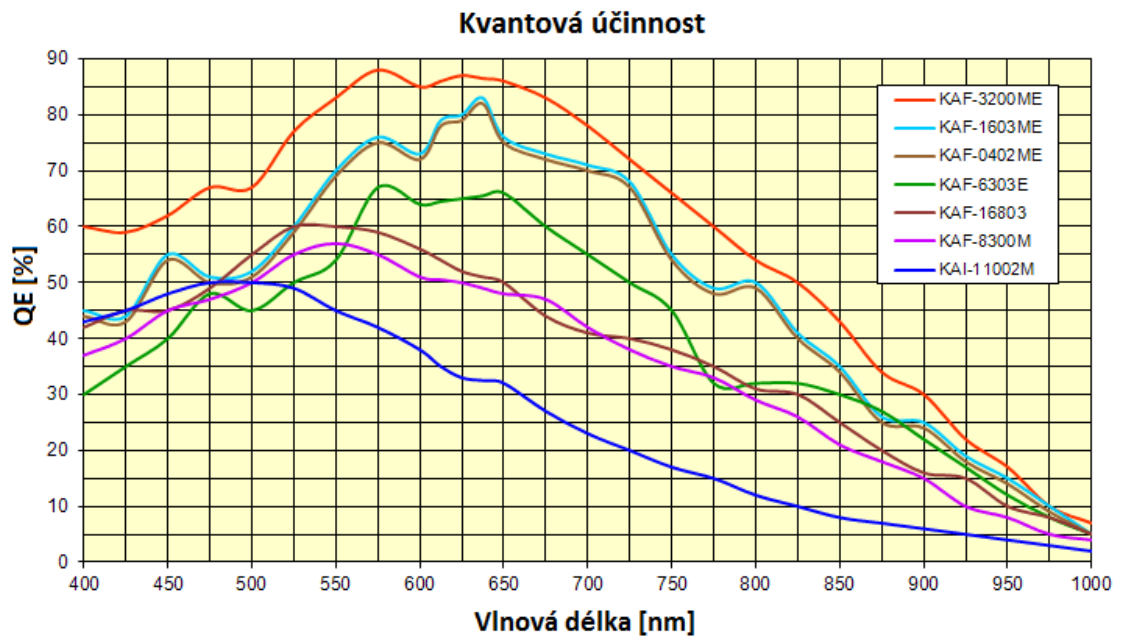
Kvantová účinnost je ovlivňována řadou výrobních technologií. Efekt zastínění čipu elektrodami lze zmírnit použitím transparentního materiálu k výrobě elektrod. Nad každým obrazovým sloupcem se mohou umístit malé cylindrické čočky. Tyto čočky soustředí světlo z oblastí na světlo necitlivých do oblastí na světlo citlivých. Především u CMOS lze QE zvýšit použitím tenčených snímáčů osvětlených zezadu, obrázek 4.6. Elektrody jsou na spodní straně snímáče, neblokují přicházející světlo a celá zadní strana snímáče je vystavena světlu. CMOS snímáč osvětlený zezadu se tak může rovnat dosahovanou kvantovou účinností CCD snímáčům, [18], [19].

4.4.2 Dynamický rozsah

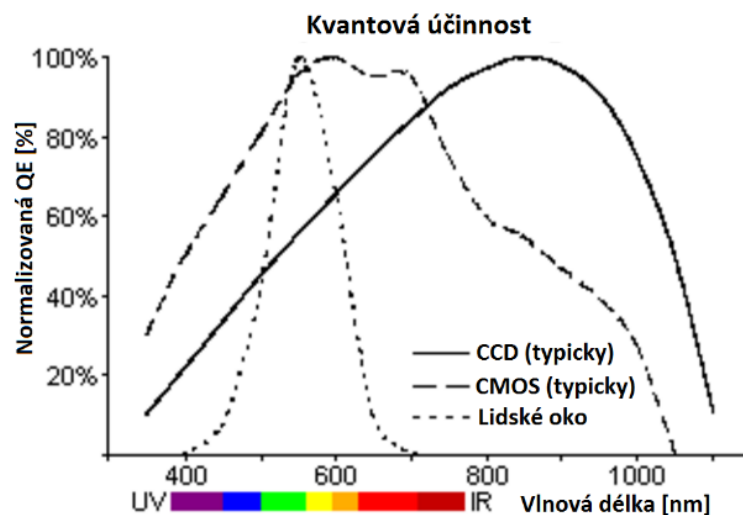
Dynamický rozsah obrazového snímáče CCD je poměr maximálního možného signálu k celkovému šumu v signálu za tmy. Data jsou vyjádřena v decibelech nebo bezrozměrně.

$$dyn_{CCD} = \frac{\text{maximální signál}[e^-]}{\text{šum}[e^-]} \quad (4.1)$$

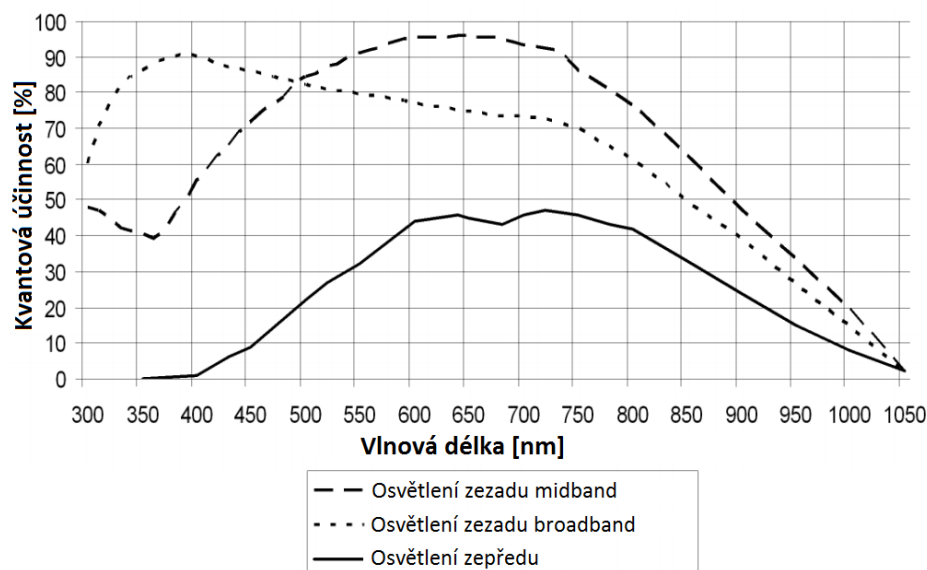
$$dyn_{CCD} = 20 \log \left(\frac{\text{maximální signál}[e^-]}{\text{šum}[e^-]} \right) [dB] \quad (4.2)$$



Obr. 4.4: Rozdílná kvantová účinnost CCD obrazových senzorů KAF. Na konci ultrafialového spektra okolo 400 nm se QE pohybuje v rozmezí 30% až 60%. Okolo vlnové délky 660 nm používané v pulsní oxymetrii je rozmezí QE přibližně od 25% až 80% a v infračervené oblasti poblíž 880 nm se QE pohybuje od 10% do 30%, převzato z [16].



Obr. 4.5: Porovnání normalizované kvantové účinnosti CCD a CMOS snímače. Je patrné, že CMOS snímače mají lepší QE v modrém spektru okolo 500 nm, zatímco CCD snímače podávají lepší výsledky v infračerveném spektru, převzato z [17].



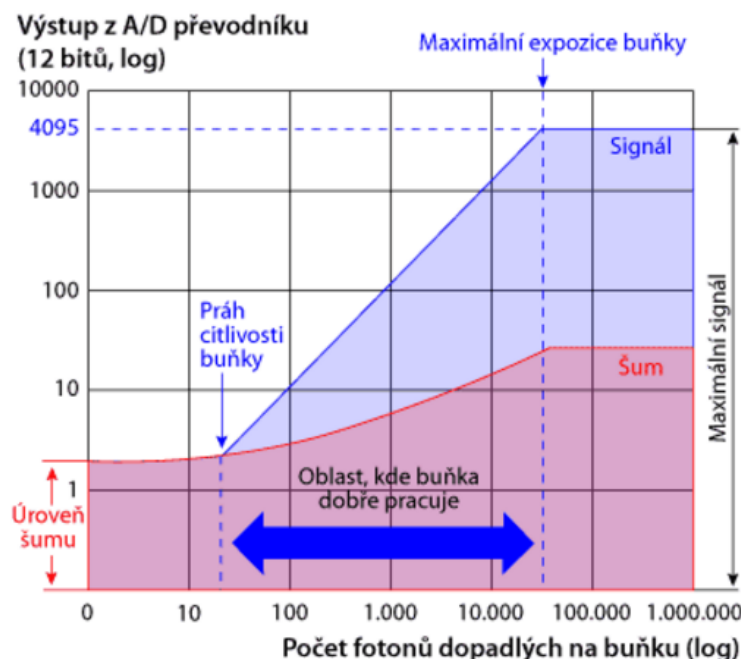
Obr. 4.6: Kvantová účinnost CCD snímače osvětleného zepředu a zezadu, převzato z [18].

parameter	Sony ICX285AL	Kodak KAI-1020	Kodak KAI-11000
fullwell capacity [e ⁻]	18 000	40 000	60 000
readout noise [e ⁻]	5	9	11
dynamic range	3 600 : 1	4 444 : 1	5 454 : 1
dynamic range [dB]	71.1	72.9	74.7

Obr. 4.7: Dynamický rozsah obrazového snímače, převzato z [45].

4.4.3 Práh citlivosti buňky

Dalším parametrem je práh citlivosti buňky. Práh citlivosti buňky určuje množství minimálního dopadajícího světla k vytvoření výstupního signálu, který překračuje úroveň šumu, obrázek 4.8. Prahová hodnota je dána vlastnostmi materiálu, ze kterého je senzor zkonstruován a množstvím obvodů, které vytváří obrazový šum. Pokud se pixel nasytí, pak se další náboj přelévá do sousedních obrazových bodů, jev známý pod názvem blooming efekt a na rozdíl od rozmazání, které je charakterizováno svislými pruhy, tak zde dochází k radiálnímu rozložení pruhů od jasných míst v obraze, [20].



Obr. 4.8: Práh citlivosti buňky, převzato z [20].

Tab. 4.1: Porovnání základních parametrů CCD, CMOS.

Kvantová účinnost	CCD lepší, větší pokrytí světlocitlivou plochou
Dynamický rozsah	CCD lepší
Šum	CCD lepší, u CMOS přispívá elektronika na snímači
Citlivost	CMOS mírně lepší, díky zesílení přímo na čipu
Rychlost	CMOS mírně lepší
Spotřeba	CMOS mírně lepší
Spolehlivost	CMOS mírně lepší, má méně spojů

4.5 Zhodnocení snímačů

Pro využití v pulsní oxymetrii se tedy požaduje vysoká kvantová účinnost, spolehlivost a zároveň vysoká rychlost přenosu dat. Ačkoliv se tyto požadavky jeví protichůdně a CCD snímače byly využívány ve vědeckých aplikacích od svého vzniku, tak citlivost a rychlost zohledňují především CMOS čipy, viz tabulka 4.1.

Pro bezkontaktní pulsní oxymetrii je důležitá kvantová účinnost a dynamický rozsah. CCD snímače poskytují lepší dynamický rozsah díky vyšší citlivosti při nízkém osvětlení, ale u pulsní oxymetrie není vyžadována taková citlivost jako u tkáňové oxymetrie. Za předpokladu, že je tkáň dostatečně osvětlena tak CCD i CMOS snímače mají uspokojivou citlivost k detekci PPG signálu bezkontaktním způsobem.

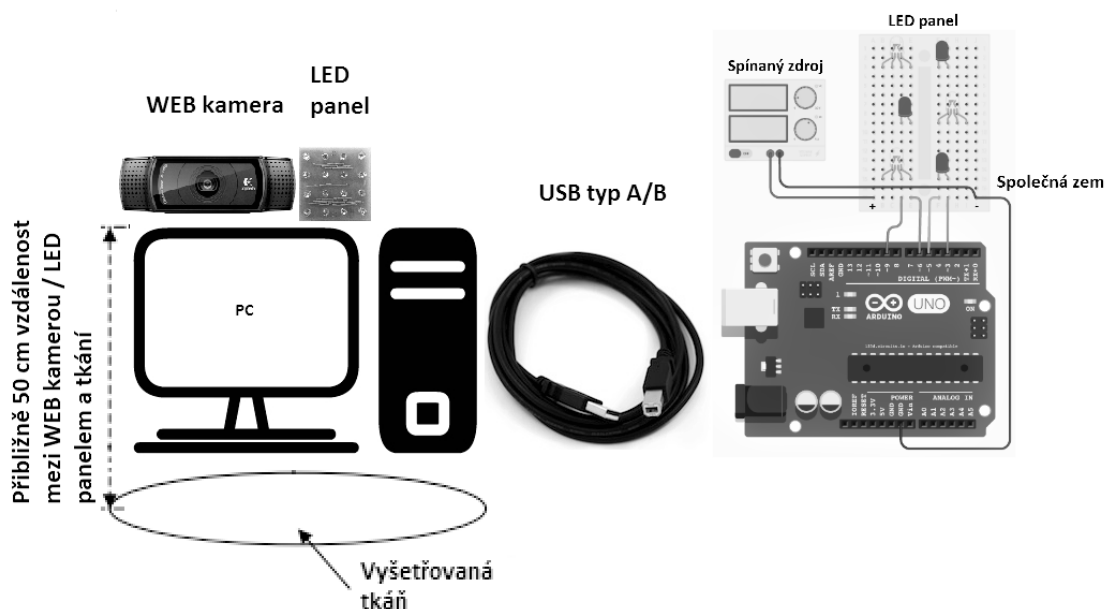
Při volbě snímače převažuje schopnost rychlosti snímání k získání dvou PPG křivek současně multiplexovým způsobem a snímkovácí frekvence. CMOS snímače obecně nabízí vyšší snímkovácí frekvenci než srovnatelné CCD snímače, což je v bezkontaktní pulsní oxymetrii rozhodující, [13].

5 LED DIODOVÝ MODUL

Komponenty měřicího systému jsou znázorněny na obrázku 5.1. Hlavními složkami jsou:

- LED diodový modul
- Spínaný zdroj
- Arduino Uno
- USB kabel typ A/B
- Kamera
- PC

Na obrázku 5.1 je schématicky ukázáno uspořádání LED na diodovém modulu, které kontinuálně osvěcuje tkáň. Bílé LED představují RGB se čtyřmi vývody a tmavým odstínem jsou vyobrazeny LED infračervené. Konstrukčně je LED modul navržen tak, aby byl uživatelsky konfigurovatelný. Tato myšlenka úzce souvisí s následným výběrem LED diod i samotnou konstrukcí. Cílem je osadit LED modul diodami s vhodnými vlnovými délkami, jejichž vyzařovaná spektra lze vůči sobě nastavovat. LED diody jsou řízeny externě pomocí platformy Arduino Uno a to pulsní šířkovou modulací (PWM). U každé diody lze zvolit hodnotu jasu a upravit tak intenzitu / optický výkon dominantní vlnové délky.

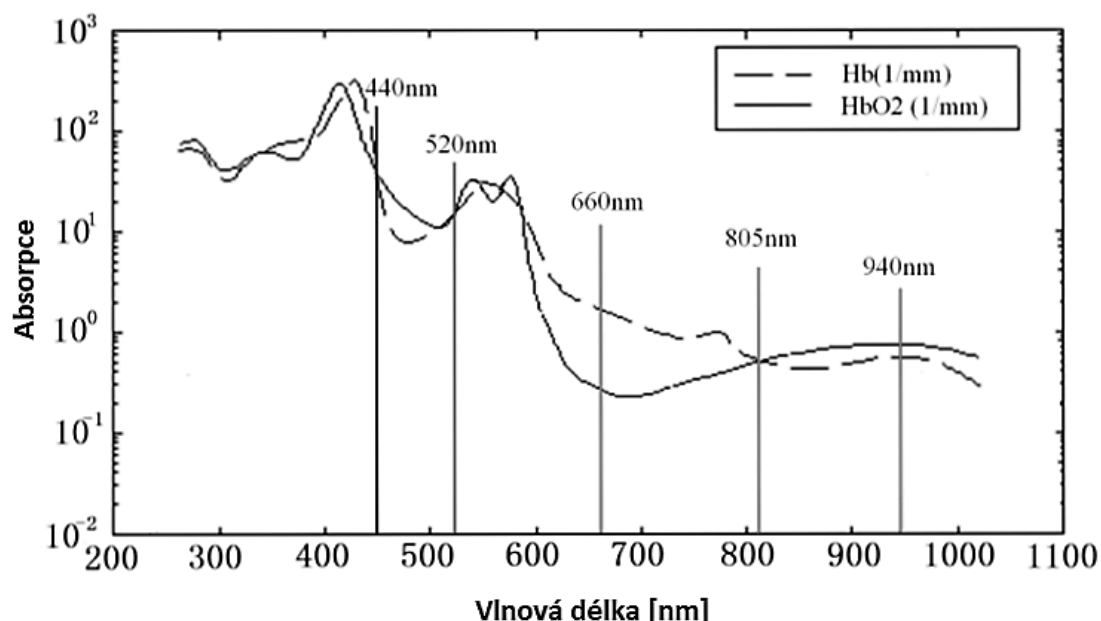


Obr. 5.1: Komponenty navrhovaného zařízení, [13], [22], [42], [43].

5.1 Výběr vlnové délky

Volba vlnových délek se řídí určitými principy. Vybrané vlnové délky by měly spadat do optického spektra tkáně. Optická hustota (absorbance) tkáně by měla být dostatečná při každé vlnové délce, aby umožnila detekci signálů na každé vlnové délce, aniž by se překročila maximální přípustná expozice pro tuto vlnovou délku. A nakonec absorpční koeficienty krve nasycené kyslíkem HbO_2 a nenasycené Hb by se u jedné vlnové délky měly lišit a na druhé vlnové délce by se měly absorpční koeficienty co nejvíce shodovat, [13].

Konvenční oxymetr pracuje s vlnovými délkami 660 nm a 940 nm. V prvním případě se jedná o vlnovou délku 660 nm, kde je rozdíl absorpce HbO_2 a Hb největší, naopak při vlnové délce 940 nm je absorpce HbO_2 a Hb téměř totožná. V našem případě by se při volbě vlnové délky, kromě uvedených faktorů, měla brát v úvahu kvantová účinnost snímacího zařízení, tedy kamery. Je důležité, aby kamera pracovala i v infračervené oblasti a měla v něm dostatečnou odezvu. Na obrázku 5.2 lze vidět grafy absorpčních spekter HbO_2 a Hb . Vlnové délky označené svislou čarou mají stejnou absorpci HbO_2 a Hb , podobně jako vlnová délka 940 nm v infračervené oblasti, kromě vlnové délky 660 nm, u které je rozdíl absorpce naopak největší a mohly by tak být využity k měření [7].

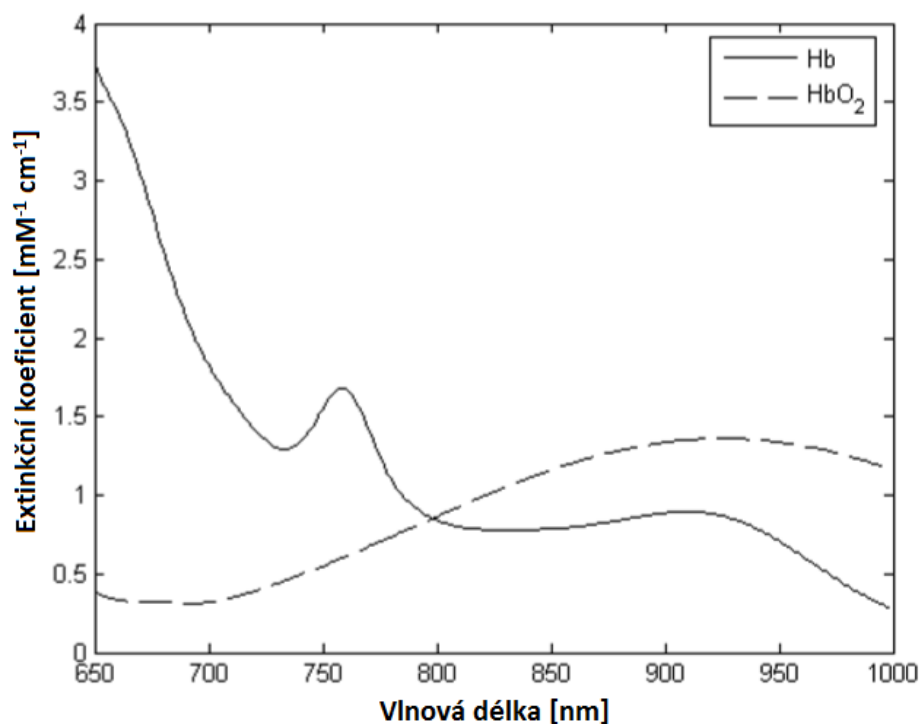


Obr. 5.2: Absorpční spektra HbO_2 a Hb , převzato z [7].

Místo, pro které jsou absorpce stejné se nazývá isosbestický bod a tento bod se nachází přibližně na 440 nm, 520 nm a 800 nm, 5.2. Například pod isosbestickým

bodem 800 nm je absorbován převážně deoxyhemoglobin, zatímco nad oxyhemoglobin. Vlnová délka 660 nm pod isosbestickým bodem, vzhledem k 800 nm, se v pulsní oxymetrii využívá kvůli největšímu rozdílu mezi Hb a HbO₂. Znamená to, že absorpce při této vlnové délce bude z velké části úměrná koncentraci Hb. Z teorie tedy vyplývá že vlnová délka v blízkém okolí 660 nm by měla být využita vždy a společně s ní by měla tkáň osvětlovat druhá vlnová délka nacházející se v blízkosti isosbestického bodu. Možným budoucím cílem, avšak ne této práce, bude určit jaké vlnové délky a jaký poměr jejich intenzit je nejvhodnější k měření odhadu saturace krve kyslíkem SpO₂ nebo tepové frekvence při využití konkrétní kamery.

Během měření je potřeba dokázat vhodnost vybraných vlnových délek tím, že bude prokázáno zachycení PPG signálů s odrazivostí tkáně desítek centimetrů. Zvažít se může i využití vlnové délky 760 nm oproti konvenční vlnové délce 660 nm, vzhledem k tomu, že je umístěna blízko infračerveného pásma a pro techniky pulsní oxymetrie může být vhodná kvůli Hb „hrbu“, který způsobuje výrazný a žádoucí rozdíl v absorpci Hb a HbO₂. Detailu Hb „hrbu“ si lze všimnout na obrázku 5.3. Je však třeba brát v potaz, že vrchol Hb křivky je při měření saturace více náchylný k chybám. Mírná odchylka od této vlnové délky naruší relativní absorpci Hb a HbO₂.



Obr. 5.3: Absorpční spektra HbO₂ a Hb v rozsahu vlnových délek 650 nm až 1000 nm, převzato z [13].

Nad isosbestickým bodem 800 nm dosahuje absorpce největšího rozdílu při 970

nm. Avšak na 940 nm jsou obě absorpční křivky relativně v rovině, což je vhodnější, protože vrcholy emitovaných vlnových délek se mohou nepatrně lišit od teoretických hodnot. Tato relativní rovina je důležitá, protože pohyb vlevo nebo vpravo od 940 nm nezpůsobuje významnou změnu v absorpci jakéhokoliv hemoglobinu. Kromě toho emitovaný vrchol vlnové délky se může měnit i během měření. U obrazové fotopletysmografie je vhodnější zvolit o něco nižší vlnovou délku kvůli kvantové účinnosti kamer. Rozdíl v absorpci při 850 nm je podobný jako rozdíl u konvenční vlnové délky 940 nm. Citlivost kamery je však přibližně o 45% vyšší než u 940 nm, [13].

5.2 Výběr LED diod

LED diody jsou vybrány tak, aby si uživatel mohl upravit vlnovou délku, kterou bude tkáň osvětlovat. K tomuto účelu dobře poslouží RGB diody pracující ve viditelném spektru a infračervené diody, které pracují ve spektru okem neviditelným. Jejich emitované vlnové délky jsou uvedeny v tabulce 5.1 nebo v katalogových listech [23], [24]. Při výběru byl kladen důraz na optický výkon diod, především diody infračervené s ohledem na často nedostatečnou kvantovou účinnost kamer v tomto spektru. Zároveň by bylo vhodné, aby diody měly shodné specifikace jako vyzařovací úhel, odebíraný proud a pracovní napětí. To z toho důvodu, že každá součástka má jakousi výrobní odchylku. Například dvě různé RGB diody, se stejnou svítivostí, ale s jiným odebíraným proudem nebo pracovním napětím, tak mohou mít na stejné hodnotě jas odlišnou intenzitu. Stejně součástky tuto chybu minimalizují.

LED dioda ve viditelném spektru byla zvolena tříbarevná RGB v pouzdře THT o velikosti pouzdra 5 mm. Vyzařovací úhel je 30° a dioda je vyrobena v provedení se společnou anodou. Vybraná infračervená LED má stejné rozměry i odebíraný proud. Mírně se však liší pracovním napětím a vyzařovacím úhlem 45° . V tabulce 5.1 je uveden základní výpis technických informací RGB diody OPTOSUPPLY OSTAMA5B31A a infračervené diody LUCKY LIGHT LL-503SIRC2H-1BE. Tabulka obsahuje jednak hodnoty udávané výrobcem (před lomítkem), ale také hodnoty naměřené v experimentech popsaných níže (za lomítkem).

5.3 Elektrické zapojení, napájení

Elektroluminiscenční dioda LED je polovodičová elektronická součástka obsahující P-N přechod. Jedná se o diodu emitující viditelné světlo, případně infračervené nebo ultrafialové záření.

Voltampérová charakteristika zobrazuje závislost proudu na napětí v propustném a závěrném směru. Zvyšuje-li se napětí v propustném směru (kladný pól zdroje

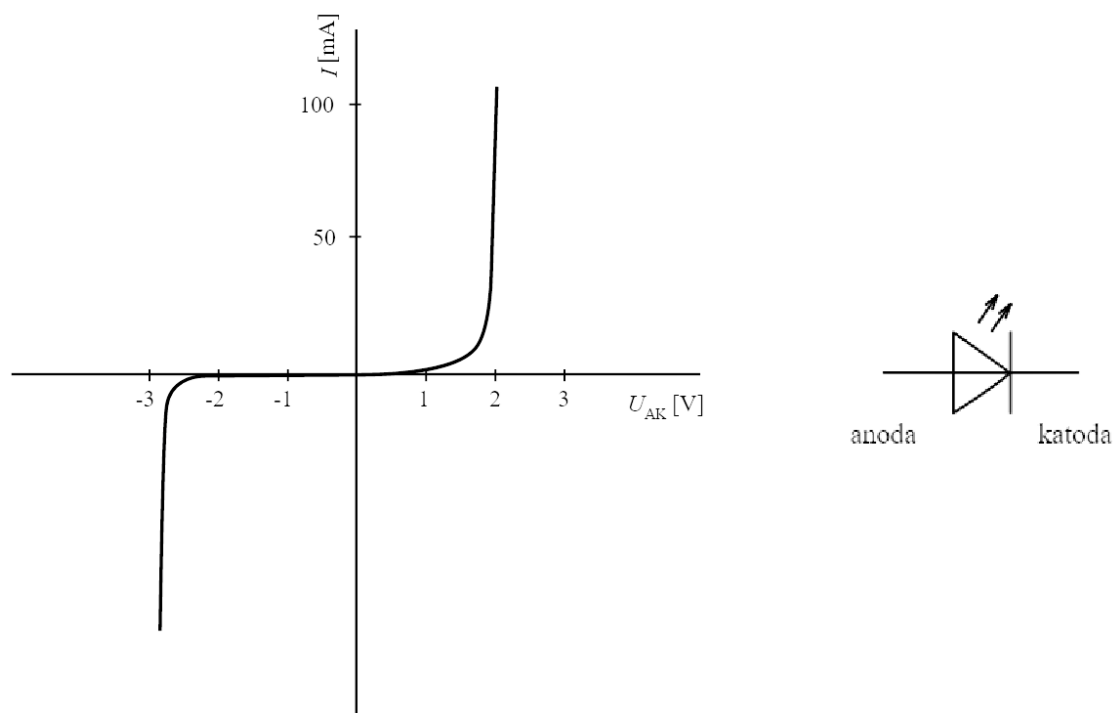
Tab. 5.1: Specifikace RGB a infračervené diody.

OSTAMA5B31A / LL-503SIRC2H-1BE	Červená	Zelená	Modrá	Infra
Dominantní vlnová délka [nm]	624 / 639	525 / 516	470 / 468	850 / 843
Rozsah dominantní vlnové délky [nm]	619 - 630	520 - 530	465 - 475	-
Vyzařovací úhel [°]	30	30	30	45
Svítivost [mcd]	8 500 / -	14 400 / -	4 000 / -	-
Optický výkon [μW] z 20 cm	- / 160	- / 143	- / 280	- / 419
Proud diody [mA]	20	20	20	20
Pracovní napětí [V]	2.1	3.1	3.1	1.45

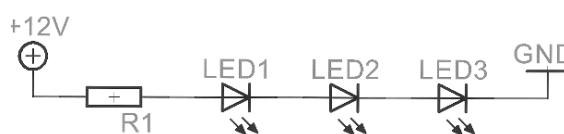
připojen na anodu a záporný pól zdroje na katodu), tak z počátku dioda nevede proud a je nevodivá. Od určitého napětí, které je pro každou barvu jiné, se začne P-N přechod diody otevírat a na další drobné zvýšení napětí reaguje prudkým nárůstem procházejícího proudu a dioda se začíná rozsvěcet, zvyšovat svůj jas až dosáhne svého maxima. Závislost jasu LED na proudu je v této oblasti téměř lineární a tak při dvojnásobném zvýšení proudu se zvýší jas také dvojnásobně. Pokud by se ale proud zvýšil nad povolenou mez, tak dojde k tepelnému přetížení P-N přechodu a trvalému poškození diody. V závěrném směru (kladný pól zdroje připojen na katodu a záporný pól zdroje na anodu) při zvyšování napětí diodou neprochází proud. Při určité hodnotě napětí proud začne také prudce růst, ale v tomto případě dochází k destruktivnímu průrazu, P-N přechod je zkratován a dioda poškozena. V tomto zapojení dioda nesvítí, [29].

LED lze zapojit třemi možnými způsoby: sériově, paralelně nebo sérioparalelně. Vezme-li se v potaz sériové zapojení LED diod a modul o velikosti 4×4 poté by bylo do série zapojeno 16 LED diod. Výhodou tohoto zapojení by byl stejně velký protékající proud diodami. Pokud jedna dioda odebírá 20 mA, tak by tento proud stačil pro všechny LED. Naopak napájecí napětí se rozkládá na jednotlivé LED. Na každé LED by byl úbytek napětí okolo 3 V a pokud bychom zapojili do série 16 LED, tak by bylo potřeba napájecí napětí okolo 50 V ($3 \text{ V} \times 16$), protože napájecí napětí musí být vyšší než součet všech prahových napětí LED diod. Navíc při použití RGB LED by nebylo možné regulovat jas jednotlivých LED zvlášť, protože všechny barvy LED by vstupovaly na společnou elektrodu následující LED. Toto zapojení je tak nevhodné.

Pokud by se použilo sérioparalelní zapojení, potom by byly za sebou spojeny



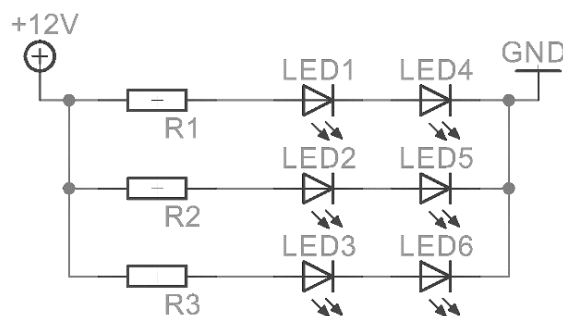
Obr. 5.4: Voltampérová charakteristika (vlevo) a schéma elektroluminiscenční diody (vpravo), převzato z [29].



Obr. 5.5: Sériové zapojení LED.

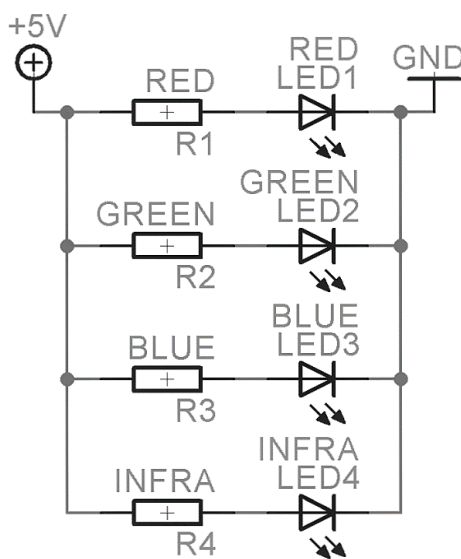
jednotlivé barvy RGB diody, to znamená v jedné větvi by byly v sérii zapojené červené diody v druhé větvi zelené a v poslední modré. Jednotlivé větve by byly vůči sobě zapojeny paralelně. Každá větev zvlášť by obsahovala předřadný odpor R podle 5.6. Výhodou tohoto zapojení je, že všemi LED diodami v jedné větvi protéká stejný proud I . Zde by stačilo napájet diody napětím, které je vyžadováno ve větvi s největším úbytkem. Pokud by byl odběr každé diody v jedné větvi 3 V, tak by bylo potřeba 12 V ($3 \text{ V} \times 4$) zdroj s proudem ($20 \text{ mA} \times 4$) 80 mA na jeden modul. U RGB diod, které mají buď společnou katodu / anodu stále přetrvává problém s nastavením jasu pro každou barvu zvlášť a to je nevyhovující.

Poslední možné zapojení je paralelní, jedná se o opak zapojení sériového a tak zdroj napětí musí poskytovat dostatečně velký proud I , protože zde dochází k rozdělení proudu na každou LED zvlášť. Vybrané LED mají stejný proudový odběr 20 mA. Na jeden modul o velikosti 4×4 bude potřeba zdroj, který dodá proud ale-



Obr. 5.6: Serioparalelní zapojení LED.

spoň 0,64 A ($32 \times 0,02$ A). Minimální napájecí napětí by mělo být rovno prahovému napětí diody s největším pracovním napětí a to je 3,1 V pro zelenou nebo modrou LED. V praxi se ale zvolilo napětí 5 V kvůli dalším úbytkům napětí na předřadných rezistorech a tranzistorech. U tohoto zapojení je snaha docílit toho, aby všemi diodami tekla stejný proud. Toho se docílí buď použitím stejných LED nebo v tomto případě zařazením předřadného odporu R před každou diodu. Výpočet předřadného odporu 5.1 a jeho výkonu 5.5. Toto zapojení nám jako jediné umožňuje regulovat jas jednotlivých LED zvlášť v případě použití RGB LED diod se společnou anodou.



Obr. 5.7: Paralelní zapojení LED.

$$R_{color} = \frac{U_{nap} - U_{d_{color}}}{I_f}, kde \quad (5.1)$$

- R_{color} - Předřadný odpor.
- U_{nap} - Napájecí napětí 5V.
- $U_{D_{color}}$ - Úbytek napětí na LED diodě.

- I_f - Proud procházející LED diodou.

$$R_{RED} = \frac{5 - 2,1}{0,02} = 145\Omega. \quad (5.2)$$

$$R_{GREEN,BLUE} = \frac{5 - 3,1}{0,02} = 95\Omega. \quad (5.3)$$

$$R_{INFRA} = \frac{5 - 1,45}{0,02} = 177,5\Omega. \quad (5.4)$$

$$P_{color} = \frac{(U_{nap} - U_{D_{color}})^2}{R_{color}}, kde \quad (5.5)$$

- P_{color} - Výkon předřadného odporu.

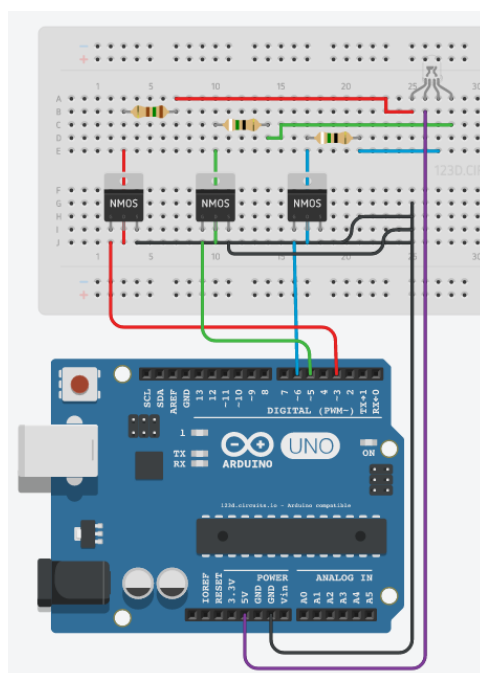
$$P_{RED} = \frac{2,9^2}{145} = 0,058W. \quad (5.6)$$

$$P_{GREEN,BLUE} = \frac{1,9^2}{95} = 0,038W. \quad (5.7)$$

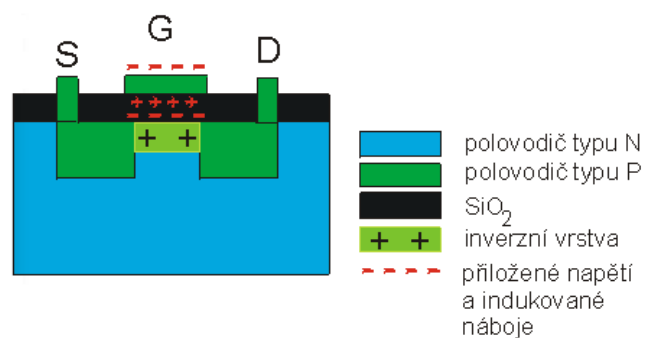
$$P_{INFRA} = \frac{3,55^2}{177,5} = 0,071W. \quad (5.8)$$

Elektrického zapojení bylo navrženo v programu Eagle. Nejprve se zapojily LED diody paralelně a ke každé katodě byl přiřazen předřadný rezistor, podle 5.1, zajišťující stejný proud I na všech diodách. Na společnou anodu LED se přivádí napájecí napětí U_{nap} . Schematické paralelní zapojení LED popisuje obrázek 5.12.

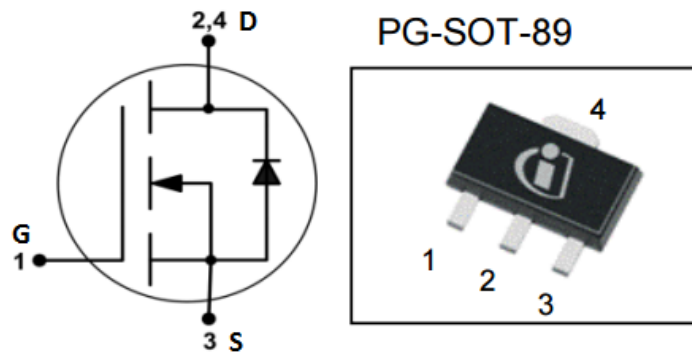
Signály z katod LED se přivádí na Drain unipolárních tranzistorů N-Mosfet. Jedná se o tranzistory řízené elektrickým polem u nichž je vodivost mezi elektrodami Source (S) a Drain (D) řízena napětím mezi elektrodou Gate (G) a Source. Každý tranzistor řídí určitou barvu LED. Na řídicí elektrodu Gate tranzistorů jsou přivedeny záporné napěťové PWM signály z řídicí platformy Arduino. Pokud bude záporné napětí mezi G a S dostatečně velké (ve stavu High), může mezi S a D protékat proud a lze regulovat jas LED. Elektrody Source jsou připojeny na zem. Gate tranzistorů spolu s napájením je přiveden na pinovou a dutinkovou lištu, pomocí kterých je možno připojit další LED modul, [30].



Obr. 5.8: Zapojení RGB LED se společnou anodou na nepájivém poli řízené N-MOSFET tranzistory.



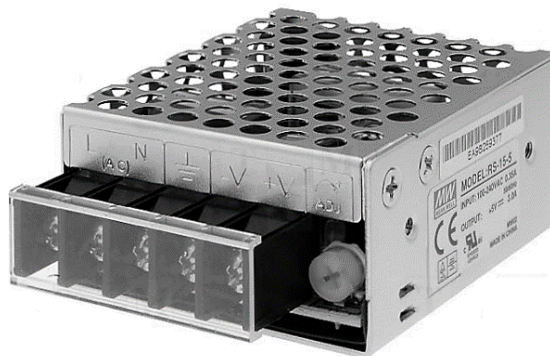
Obr. 5.9: Struktura tranzistoru MOSFET, převzato z [31].



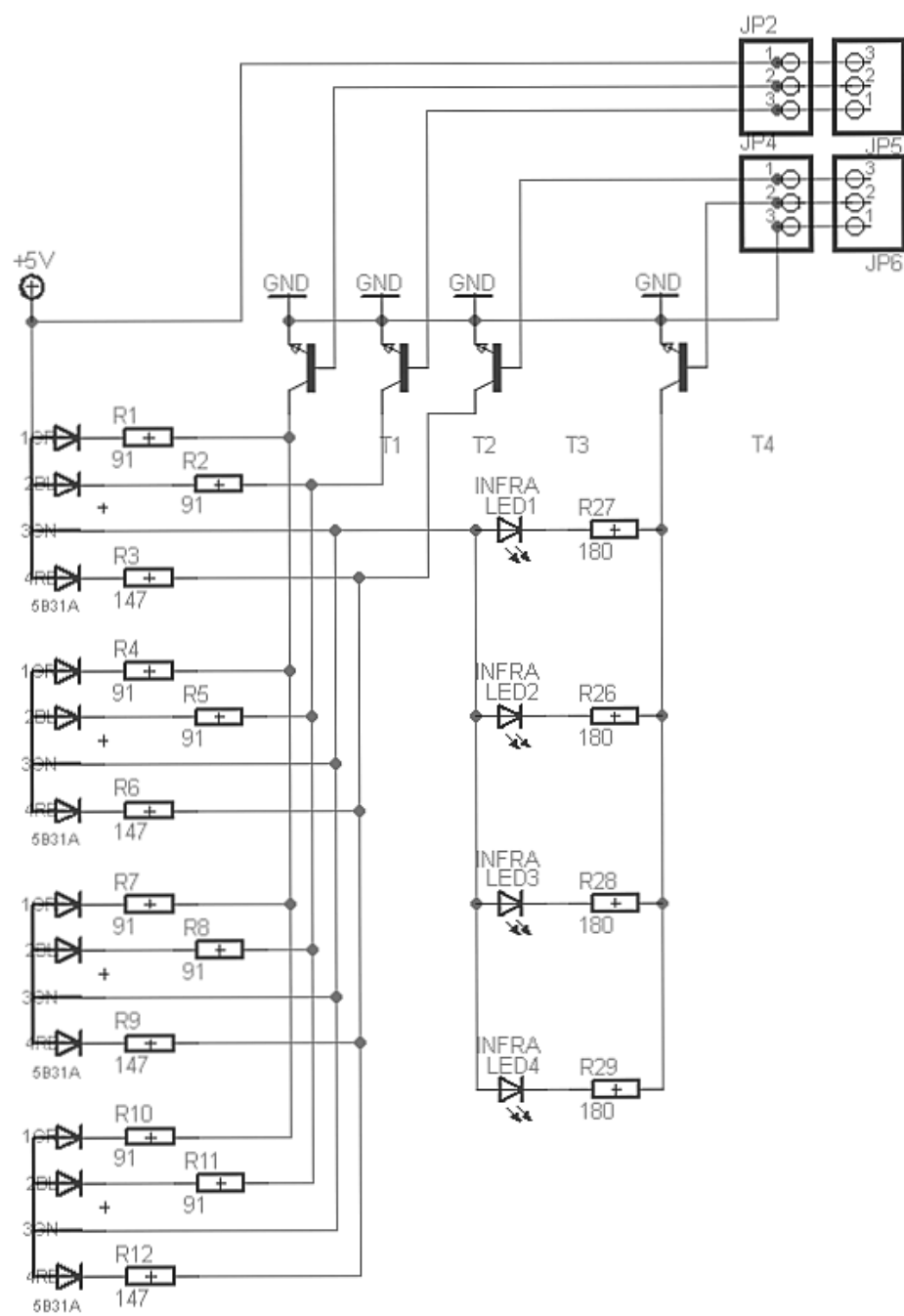
Obr. 5.10: Vnitřní zapojení a pouzdro tranzistoru N-MOSFET, převzato z [27].

Následně se navrhla deska plošných spojů, 5.13. Deska byla navržena ve dvou vrstvách. Ve spodní bottom vrstvě, vykreslené modrou barvou jsou vedeny napájecí cesty +5 V a zem a v horní top vrstvě, vykreslené červenou barvou, jsou vedeny převážně signálové cesty, kterými prochází signály do řídicích tranzistorů.

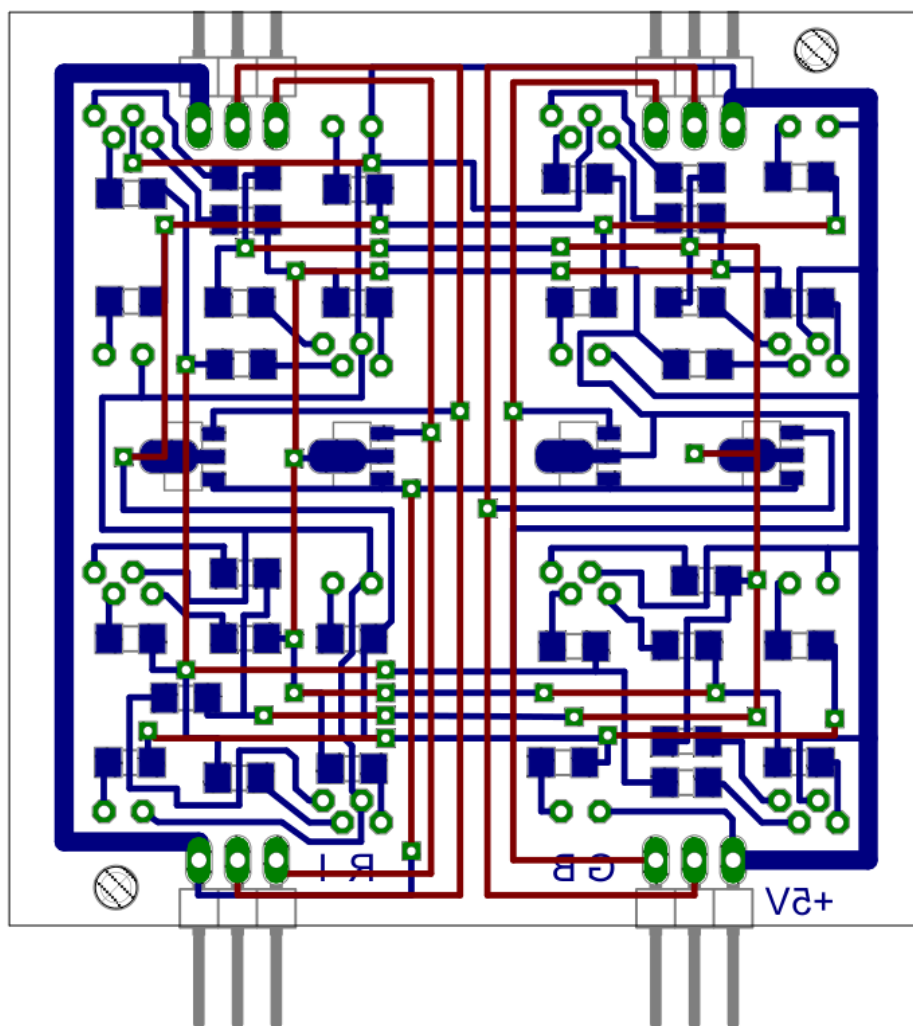
K napájení se využívá spínaný síťový zdroj značky MEAN WELL. Zdroj je napájen střídavým síťovým napětím 230 V, na výstupu poskytuje stejnosměrné nesy-metrické napětí +5 V. Zdroj je schopen dodat proud 3 A. Tento proud je dostatečný pro napájení čtyř LED modulů. Při zapojování je důležité, aby zdroj a Arduino měly zem společnou, podle obrázku A.5.



Obr. 5.11: Spínaný zdroj MEAN WELL RS-15-5, převzato z [32].



Obr. 5.12: Schématické paralelní zapojení čtyř RGB a čtyř infračervených LED diod, které jsou řízeny tranzistory.

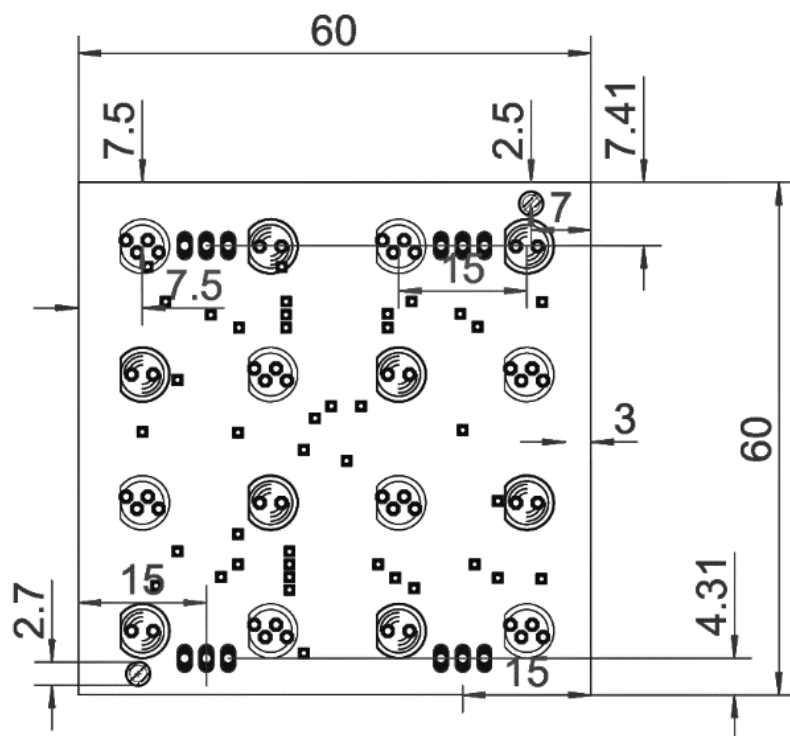


Obr. 5.13: Spodní a horní vrstva návrhu LED modulu desky plošných spojů.

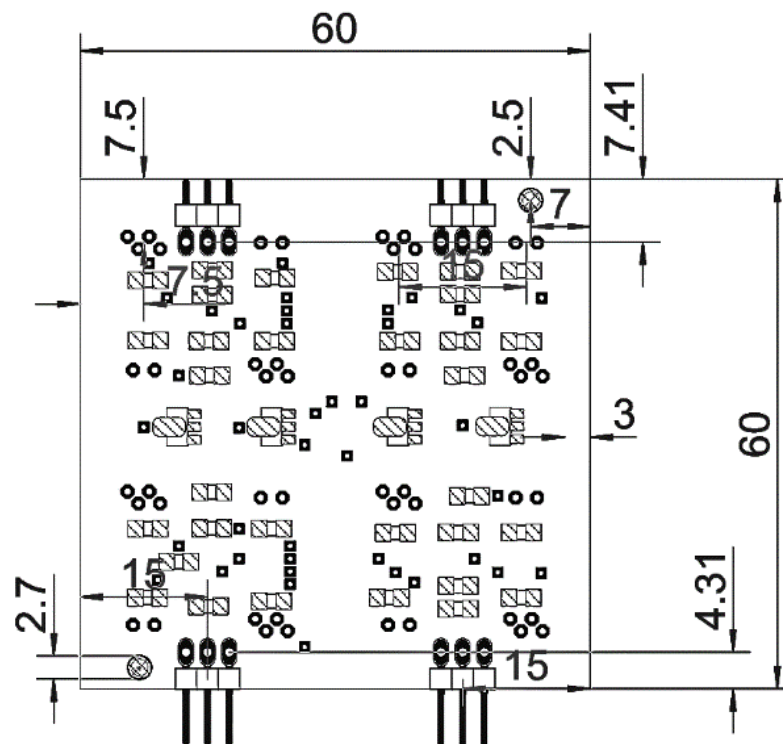
5.4 Konstrukční zpracování

LED modul je osazen maticí 4×4 diod, střídavě jsou osazeny RGB a infračervené LED. Konstrukce je navržena modulárně, LED moduly je možné vzájemně propojovat a vytvořit tak modul požadované velikosti. Modulárnost je řešena pomocí pinových a dutinkových lišt. Lišty jsou umístěny na spodní vrstvě DPS, přičemž pinová lišta je umístěna na spodním okraji a na protějším horním okraji se nachází dutinková lišta. Propojením dvou a více modulů vznikají další řady a lze tak zvětšovat celkovou velikost modulu. První modul je zasazen v hlavní liště na kterou je připojena řídicí platforma Arduino a která zároveň poskytuje napájení. Stabilita celého modulu je řešena propojením modulů pomocí vodící lišty, která fixuje celý jeho sloupec. Přidání sloupce je realizováno připojením dalšího modulu do hlavní (napájecí / řídicí) lišty. Velikost modulu je tak limitována pouze velikostí hlavní a vodící lišty, ty však mohou být také modulární a v tomto směru omezení nejsou žádná.

Spodní a horní vrstva DPS je na obrázcích 5.14 a 5.15. Horní top vrstva obsahuje pouze LED diody, zatímco na spodní bottom vrstvě se nachází rezistory, tranzistory, pinová a dutinková lišta.



Obr. 5.14: Osazení a rozměry TOP vrstvy DPS.



Obr. 5.15: Osazení a rozměry BOTTOM vrstvy DPS.

5.5 Řízení LED platformou Arduino

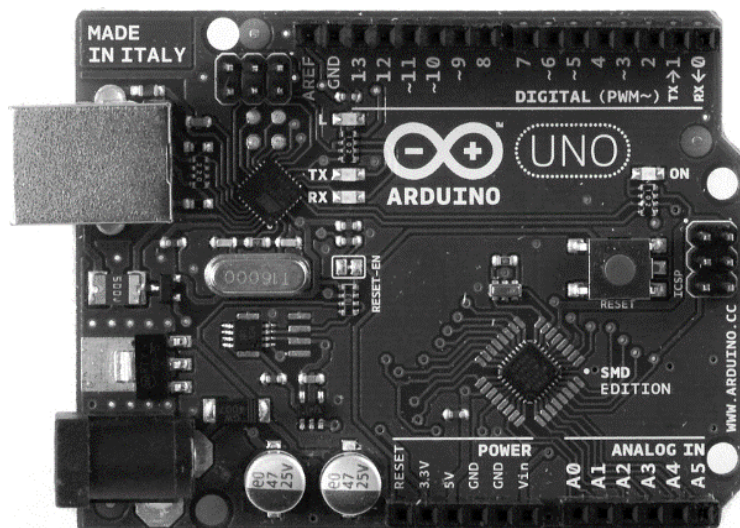
Arduino je mikroprocesorová platforma, založená na uživatelsky jednoduchém hardware a software. V této práci Arduino zajišťuje řízení LED a pomocí pulsně šířkové modulace (PWM), změnou její střídy, nastavuje jas LED.

Hardware je založen na mikroprocesoru ATmega328. Obsahuje 13 digitálních vstupně-výstupních pinů, z toho 6 jich podporuje PWM, a 6 analogových vstupů. Pro danou aplikaci je hardware dostačující výkonem i vstupně-výstupními porty. DPS Arduina je možné sestavit ručně, jeho návrh je k dispozici pod otevřenou licencí. V práci se využívá již sestavené a otestované Arduino Uno.

Software zajišťuje speciální Arduino programovací jazyk založený na jazyku Wiring (podobnost s jazykem C). Zjednodušené vývojové prostředí Arduina umožňuje psaní kódu a ukládání hotových programů do mikroprocesoru. K dispozici je pro platformy Windows, Mac OS X a Linux.

Výhodami je zjednodušené programování, navíc obohacené o velkou uživatelskou komunitu, která poskytuje spoustu návodů, jednoduché zapojení, kdy komunikaci s PC i napájení platformy zajišťuje USB kabel, platformní nezávislost a nakonec nízká pořizovací cena, [33].

Pro jas LED obecně platí, čím vyšší proud, tím jasněji dioda svítí. Tento proud



Obr. 5.16: Platforma Arduino Uno, převzato z [34].

lze jednoduše nastavit pomocí předřadného odporu, který se zapojí do série s LED. K regulaci je hojně používaný regulátor napětí LM317, kdy hodnota výstupního napětí se může nastavovat potenciometrem. Pomocí platformy Arduino však lze pohodlně nastavit konkrétní procentuální hodnotu jasu LED. Regulace jasu byla nejprve otestována na nepáživém poli.

Pro rozsvícení LED je potřeba zapojit do vstupně - výstupních digitálních pinů LED s předřadným odporem, který omezuje proud diodou, aby nedošlo k její destrukci. Kladná anoda se tedy zapojí přes předřadný odpor do digitálních pinů 1 - 13 a záporná katoda se přivede na zem (GND). Arduino je napájeno z USB portu počítače, který poskytuje napájecí napětí až 5 V.

Po spuštění vývojového prostředí Arduino se nejprve inicializuje pin ke kterému je LED připojena příkazem *int*, následuje funkce *void setup()*, která je volána vždy po startu programu a proběhne pouze jednou. Zde se nastaví, že tento pin je používán pro výstup příkazem *pinMode*. Do funkce *void loop()* se vkládá hlavní kód, který cykluje a umožňuje programu měnit stav hodnot, pinů atd. Využije se zde funkce *digitalWrite()*, která nastavuje napětí na pinu pomocí dvou stavů. Logické jedničky *HIGH*, kdy LED svítí a logické nuly *LOW*. Kód pro rozsvícení LED na pinu 7 vypadá následovně, [35]:

```

// Rozsvícení LED

int led = 7; // inicializace LED připojené k pinu 7

// Příkazy, které se provedou pouze jednou při startu programu
void setup() {
    pinMode(led, OUTPUT); // nastavení pinu na Output
}

// Hlavní kód, který cykluje
void loop() {
    digitalWrite(led, HIGH); //zapnutí led
}

```

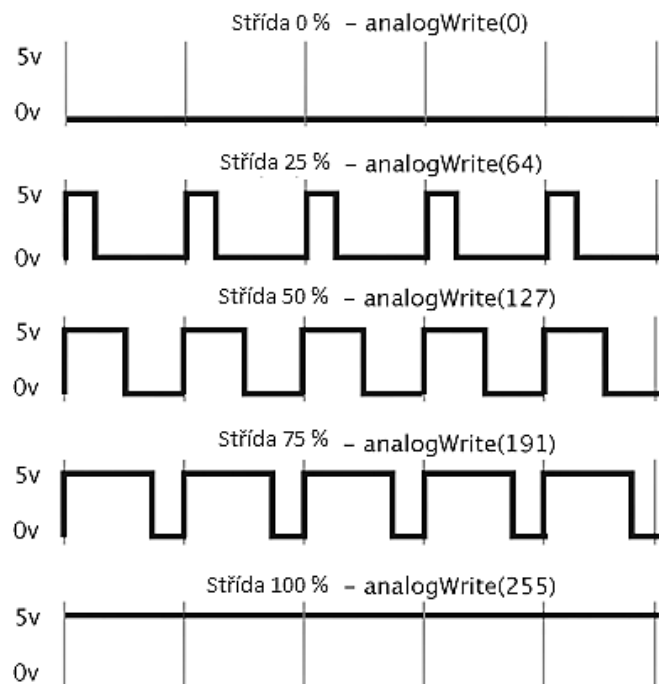
Regulace jasu je docíleno vstupně-výstupními digitálními piny s pulsně šířkovou modulací (PWM) a použitím funkce *analogWrite()*.

Pokud by se používal k nastavení jasu potenciometr, pak by k regulaci napětí byly využity analogové vstupní piny (z teoreticky nekonečným počtem vstupních stavů napětí). V práci se ale k regulaci využívají digitální piny, ikdyž lze využít pouze dva stavy logická 0 a 1 a to díky funkce *analogWrite()*, která generuje na vybraných digitálních pinech PWM signál.

PWM funguje tak, že se s velkou frekvencí střídají dva stavy napětí 0 V a +5 V, LED rychle bliká, snižuje se její účinnost a díky setrvačnosti oka se zdá, že LED svítí slaběji. Podle poměru času, ve kterém je na výstupu +5 V ku stavu 0 V se odvíjí jas LED diody.

Funkce *analogWrite(číslo pinu, hodnota)* udává jaký pin ovládá a obsahuje informaci o hodnotě. Ta je osmibitová a nabývá hodnot od 0 do 255. Nejedná se o analogové hodnoty, pro ty by se musel použít externí D/A převodník. Generuje se signál PWM, kdy při hodnotě 255 je hodnota jasu diody 100 % a při hodnotě 127 je 50 % času nastaveno napětí +5 V a 50% času napětí 0 V. Tento časový poměr jednotlivých pulsů se nazývá střída a pomocí ní se reguluje jas LED, více na obrázku 5.17, [36].

V programu je vhodné, pro lepší přehlednost, udělat přepočtení osmibitové hodnoty na hodnoty procentuální. Kód realizující přepočet vypadá následovně.



Obr. 5.17: Nastavením střídý PWM pomocí funkce `analogWrite()` se reguluje jas LED, převzato z [37].

```
analogWrite(red, jas_red);

proc_red = 10; //nastavení procentuální hodnoty jasu

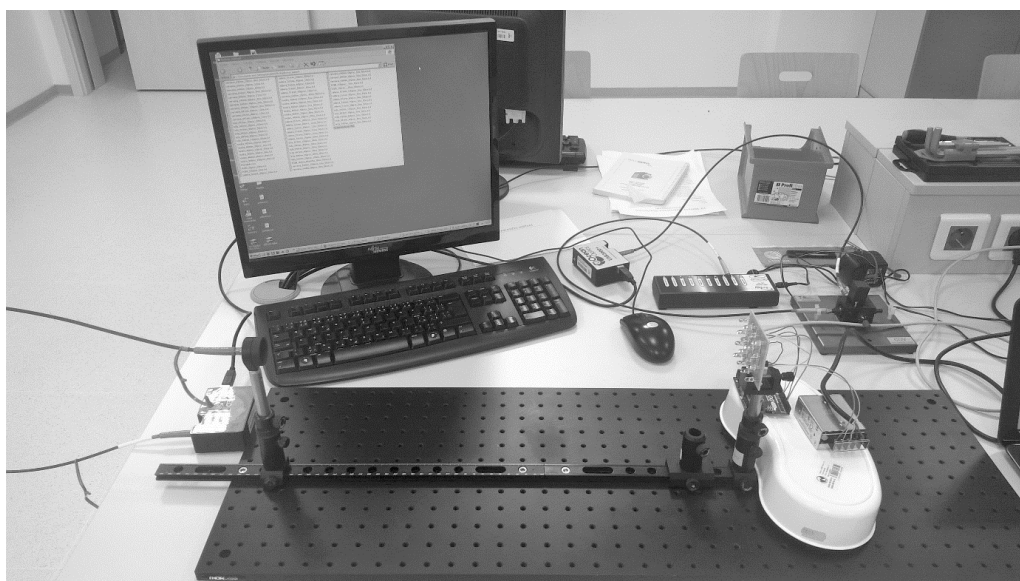
if (proc_red > 100) {
    proc_red = 100;
    jas_red = (255 * proc_red) / 100; }
else {
    jas_red = (255 * proc_red) / 100; }
```


6 NÁVRH A REALIZACE EXPERIMENTŮ

Experiment se skládá z měření tvaru vyzařovaného spektra, kdy tvar je získán spektrofotometrem Red Tide USB650 a z měření intenzity světelného záření, která je závislá na hodnotě jasu LED a vzdálenosti senzoru optického wattmetru THOR-LABS PM200, určené k měření optického výkonu, od zdroje záření.

6.1 Měření vyzařovaného tvaru spektra

V tomto experimentu se měří tvary spekter navrženého LED diodového modulu. Diody jsou napájeny spínaným zdrojem s výstupním napětím +5 V a modul je upevněn v držáku optické lavice fixující jeho pozici. Ve vzdálenosti 20 cm je rovnoběžně k LED modulu fixováno optické vlákno, které přivádí optický signál z LED diod do spektrofotometru. Zde je optický signál zpracován podle popisu v podsekcí pracovní princip a po dopadu na detektor převeden na signál digitální. V konečné fázi je digitální signál zpracován a zobrazen ve tvaru grafu aplikací SpectraSuite.



Obr. 6.1: Reálné zapojení měření vyzařovaného tvaru spektra. Měření probíhalo za tmy, aby spektrofotometr nebyl ovlivněn okolním osvětlením.

6.1.1 Spektrofotometr Red Tide USB650

Pro spektroskopickou analýzu byl využit spektrofotometr Red Tide USB650 firmy Ocean Optics. Výhodou tohoto zařízení je jeho jednoduchost, kdy lze po instalaci ihned pozorovat celé spektrum v rozsahu vlnových délek 350 - 1000 nm. Soft-

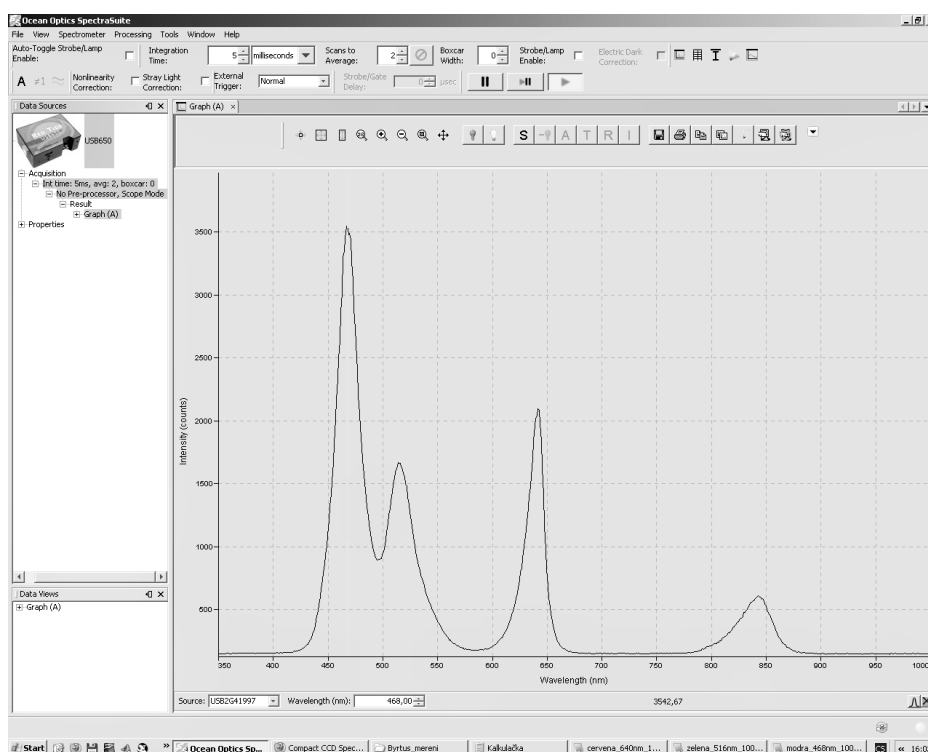
ware SpectraSuite poskytuje grafické a číselné hodnoty spekter ze spektrofotometru. Umožňuje získávat souřadnice (reprezentující vlnovou délku a intenzitu (počet fotonů)) pro každý bod na křivce s rozlišením mezi dvěma po sobě jdoucími body pouze 2 nm. Intenzita je dána časem vystavení každého obrazového bodu CCD / CMOS čipu světlem, jasnem LED a vzdáleností světelného zdroje od senzoru optického vlákna, [41].



Obr. 6.2: Spektrofotometr Red Tide



Obr. 6.3: Optické vlákno s konektorem SMA, převzato z [40].



Obr. 6.4: Uživatelské rozhraní softwaru SpectraSuite.

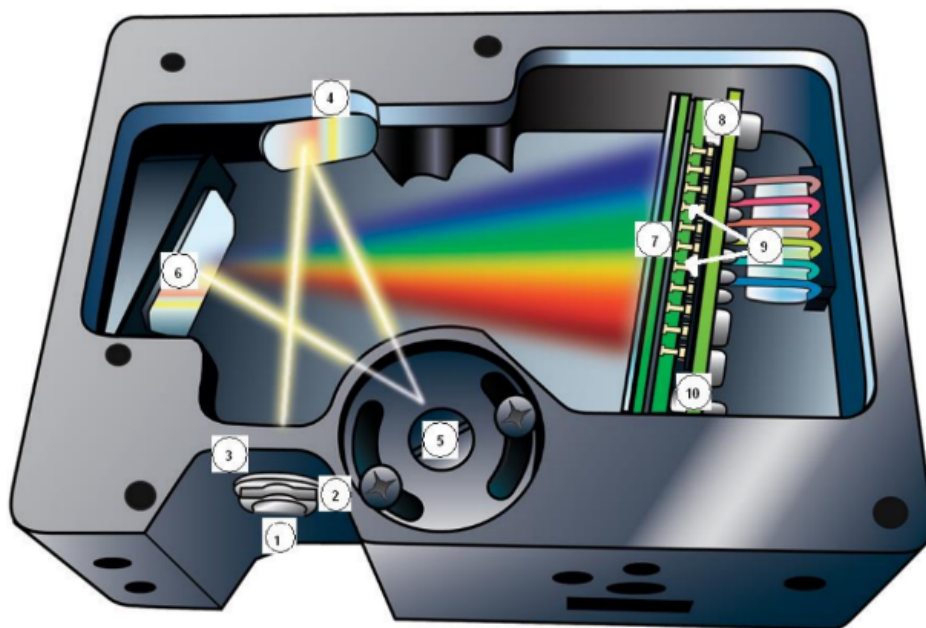
6.1.2 Specifikace přístroje

Tab. 6.1: Specifikace jednotlivých prvků sestavy, převzato z [41].

Optické vlákno	
Ohnisková vzdálenost	42 mm vstupní, 69 mm výstupní
Vstupní clona	25 μ m
Konektor optického vlákna	SMA 905
Spektrofotometr	
Rozsah vlnových délek	350 - 1000 nm
Optické rozlišení	2.0 nm FWHM
Poměr signál / šum	250:1
Rozlišení A/D	12 bit
Dynamický rozsah	2×10^8 ; 1 300 : 1 na jednu akvizici
Integrační čas	Od 3 ms do 65 s (15 s typická)
Rozptyl světla	<0,05 % @ 600 nm; <0,10 % @ 435 nm
Linearita	>99.8 %
Detektor	
Typ	Křemíkový lineární CCD senzor
Počet pixelů	650 px
Velikost pixelu	14 μ m \times 200 μ m
Citlivost	75 fotonů/@400nm

6.1.3 Pracovní princip

Do spektrofotometru vstupuje optické vlákno zakončené SMA konektorem (1). Za SMA konektorem se nachází štěrbinová clonka (2). Tou je regulováno množství propuštěného světla. Následují filtry pásmová propust a horní propust(3), které vymezují pracovní oblast na předdefinovaný rozsah vlnových délek. Dopadající světlo je kolimačním zrcátkem (4) zaměřeno na difrakční mřížku (5), kde dochází k rozkladu světla na vlnové délky. Difrakční mřížky mají určitou mřížkovou hustotu a jejich volbou je určen rozsah a citlivost spektrálního analyzátoru. Rozložené spektrum je nakonec soustředěno ostřícím zrcátkem (6) na sběrnou čočku (7) nebo přímo na detektor - CCD čip (8), kde se optický signál převádí na signál digitální. Ten je nakonec zpracován aplikací SpectraSuite, [41].



Obr. 6.5: Komponenty spektrofotometru Red Tide USB650, [41].

6.2 Výsledky vyzařovaného tvaru spekter

Uvedené grafy znázorňují závislost mezi intenzitou záření (počtem dopadajících fotonů na detektor) a danou vlnovou délkou. Intenzita záření je ovlivněna jasem LED diod a integračním časem. Jas LED diod je řízen externě pomocí platformy Arduino a to pulsní šířkovou modulací PWM. Integrační čas je nastavován v programu SpectraSuite.

Měření vyzařovaného tvaru spektra probíhala pro každou diodu zvlášť. Ačkoliv se diody liší svou intenzitou, tak jejich chování je při všech měřeních shodné a popis jedné diody může být vztažen i na diody další. Následuje popis spektra červené LED diody včetně grafů a tabulky udávající její spektrální vlastnosti. Popis ostatních diod by se lišil vlnovou délkou, použitým integračním časem a intenzitou, avšak výsledný popis by byl až na mírné odchylky, které jsou uvedeny v podsekci Srovnání spekter, totožný.

6.2.1 Spektrum červené LED

Z grafu 6.6 lze pozorovat, že růst křivky červeného spektra začíná v okolí vlnové délky 600 nm. Reálná dominantní vlnová délka diody pro červenou barvu získaná z pěti měření pro 20 % až 100% je 639 nm. V blízkosti 680 nm se spektrum opět stává konstantní. Z téhož grafu lze také vyčíst růst intenzity (počtu dopadajících fotonů) v závislosti na změně jasu LED diody při neměnném integračním čase. Graf

6.7 ukazuje, že při konstantním růstu jasů LED neroste intenzita s jasnem přímo úměrně. Při intenzitě 100% dochází až o 16% větším ztrátám intenzity než při jasů 20%, což potvrzuje tabulka 6.2, v níž je znázorněna procentuální odchylka mezi reálnou a ideální intenzitou. Ideální intenzita je určena z teoreticky přímo úměrné závislosti intenzity k jasů LED diod.

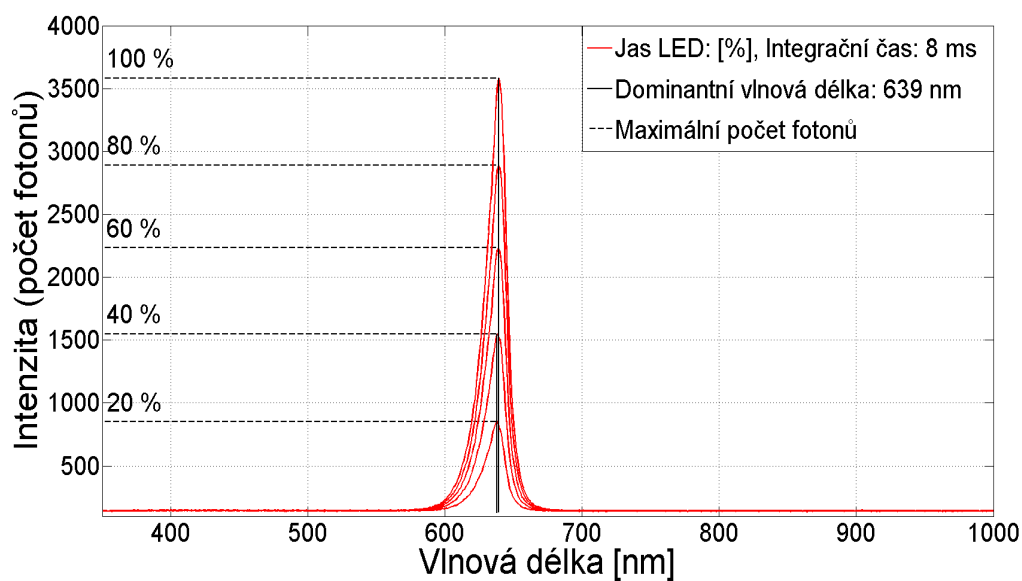
V 6.8 je intenzita jasů nastavena shodně na 20%, ale spektra mají odlišný integrační čas. Jednou byl použit integrační čas 8 ms a poté byl 5× zvětšen na 40 ms, v případě 40 ms tedy dopadá na senzor záření 5× delší dobu a tak intenzita tohoto spektra by měla být ideálně 5× větší oproti spektru s časem 8 ms. Ve skutečnosti je intenzita spektra s integračním časem 40 ms větší 4,4× a představuje 11% odchylku od ideální hodnoty intenzity.

V 6.9 je simulován příklad, kdy jednou je jas LED nastaven na 20 % s integračním časem 40 ms, následně je jas LED zvýšen na 100% s integračním časem 8 ms. V ideálním případě by se měla spektra překrývat, protože buď má LED 5× menší jas, ale zároveň 5× větší integrační čas nebo obráceně. I zde si můžeme všimnout odchylky mezi spektry, ale menší (5,54%) než při zvyšování jasů a zachování konstantního integračního času.

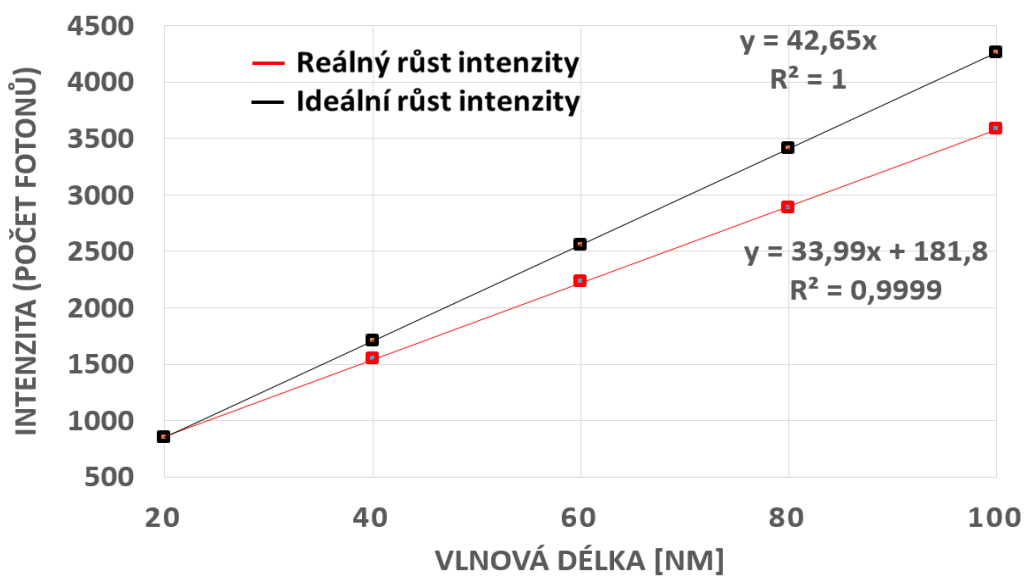
Z toho vyplývá, že přesnějších výsledků u červené LED diody lze docílit aplikací vyššího integračního času, než zvyšováním jasů LED diod, u kterých poté zřejmě dochází ke světelným ztrátám. To potvrzuje i 6.9, kdy spektrum s jasnem 20% a integračním časem 40 ms je blíže ideální intenzitě záření, než spektrum s jasnem 100% a integračním časem 8 ms. Na druhou stranu při nižším jasů LED má dioda menší optický výkon, 6.30, což dokazuje druhý experiment.

Tab. 6.2: Závislost mezi reálnou a ideální intenzitou červené diody. Jas LED diody je volen od 20 % do 100 % s krokem 20, hodnota integračního času je 8/40 ms. Ideální intenzita je určena z teoretické představy přímé úměry mezi intenzitou záření a jasnem LED.

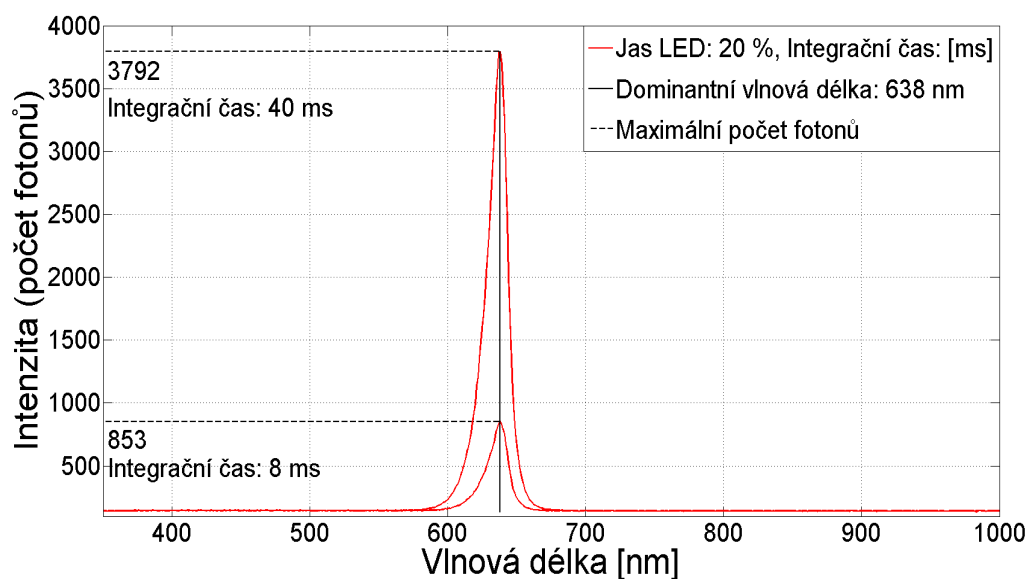
Jas LED [%]	Integrační čas [ms]	Reálná intenzita	Ideální intenzita	Odchylka mezi reálnou a ideální intenzitou [%]
20	8	853	853	0
40	8	1548	1706	9,3
60	8	2235	2559	12,7
80	8	2888	3412	15,4
100	8	3582	4265	16
20	40	3792	4265	11



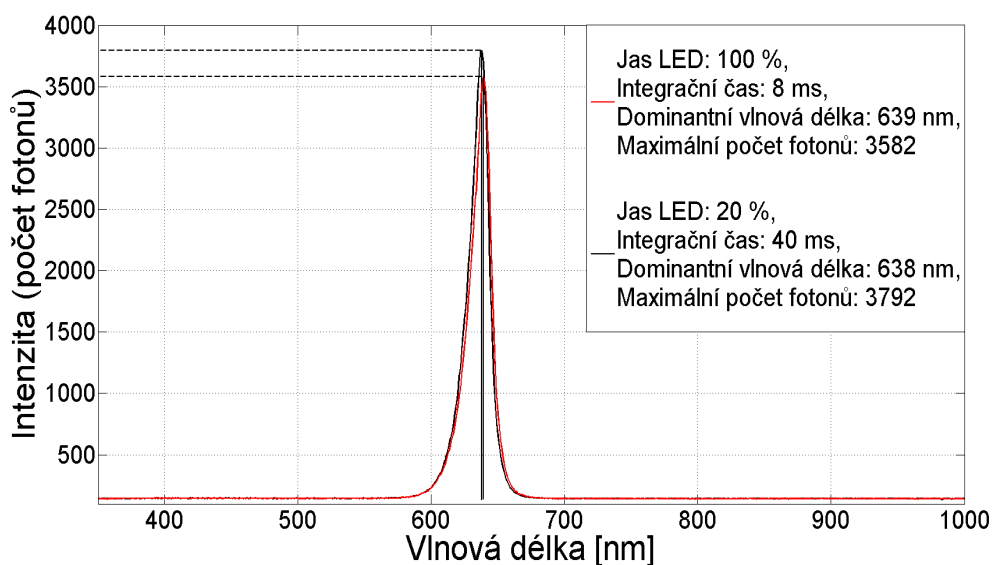
Obr. 6.6: Závislost mezi intenzitou záření a dominantní vlnovou délkou červené diody 639 nm. Jas diody je volen od 20% do 100% s krokem 20, hodnota integračního času je 8 ms.



Obr. 6.7: Závislost mezi intenzitou a procentuálním nastavením jasu červené diody 639 nm. Jas diody je volen od 20% do 100% s krokem 20, hodnota integračního času je 8 ms. Křivka ideálního růstu je určena z představy přímé úměry mezi intenzitou záření a jasnem LED.

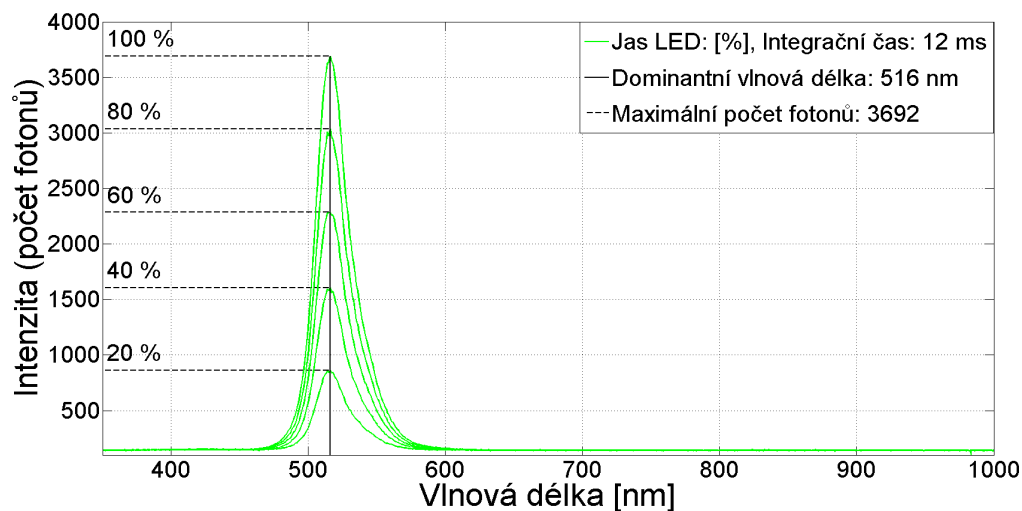


Obr. 6.8: Závislost mezi intenzitou a dominantní vlnovou délkou červené diody 639 nm. Jas LED diody je 20% , hodnota integračního času je u nižšího spektra 8 ms a vyššího spektra 40 ms. Integrační čas ovlivňuje počet dopadajících fotonů na detektor.



Obr. 6.9: Závislost mezi intenzitou a dominantní vlnovou délkou červené diody 639 nm. Diody mají nastaven odlišný jas, ale díky nastavení správných integračních časů mají přibližně stejnou intenzitu. Při jasu LED diody 20% a integračním čase 40 ms je intenzita mírně větší než je tomu u spektra s jasně LED 100% a integračním časem 8 ms. Černě zbarvená křivka spektra se více blíží ideální intenzitě 4265, než křivka spektra zbarvená červenou barvou.

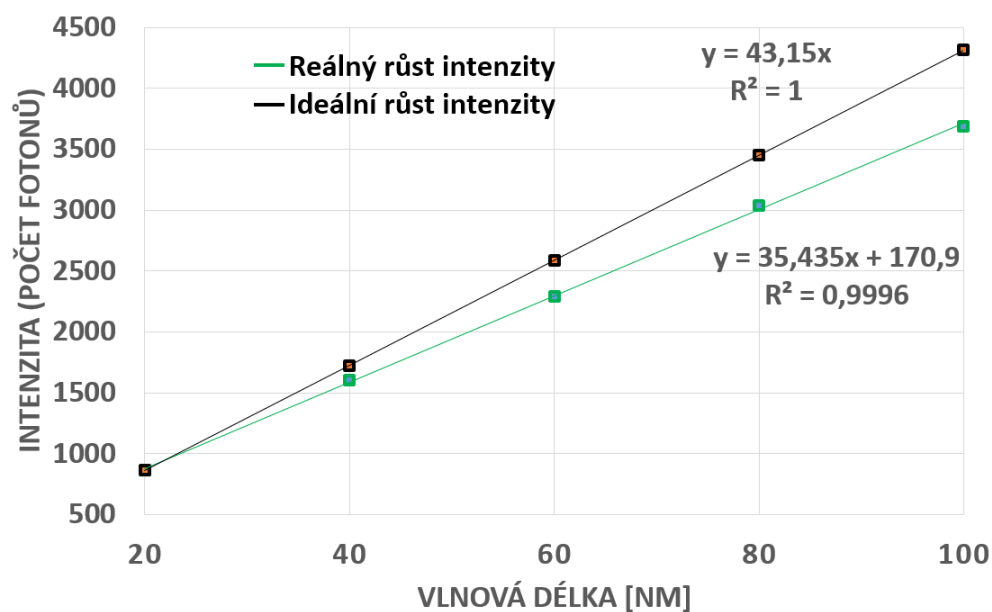
6.2.2 Spektrum zelené LED



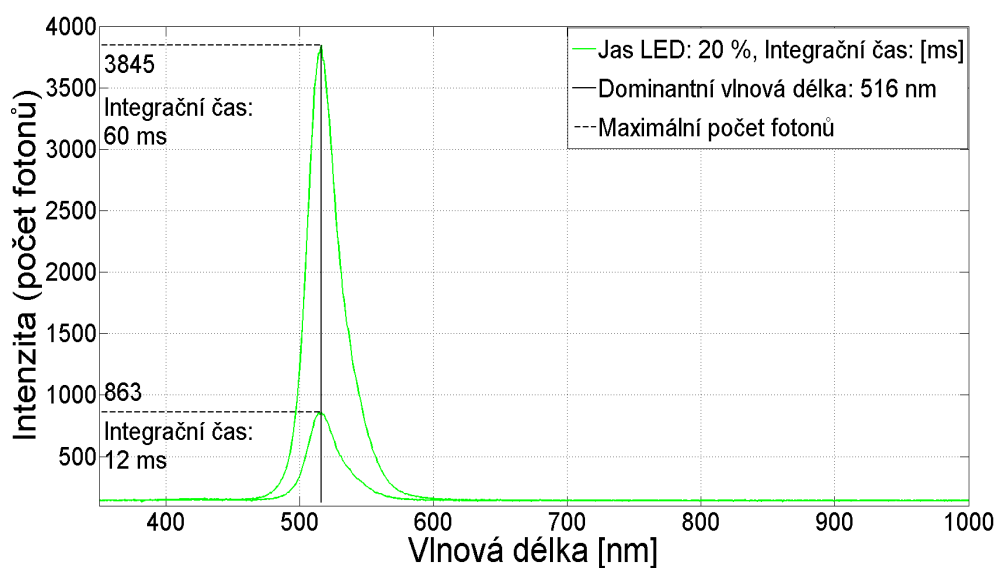
Obr. 6.10: Závislost mezi intenzitou záření a dominantní vlnovou délkou zelené diody 516 nm. Jas diody je volen od 20% do 100% s krokem 20, hodnota integračního času je 12 ms.

Tab. 6.3: Závislost mezi reálnou a ideální intenzitou zelené diody. Jas LED diody je volen od 20 % do 100 % s krokem 20, hodnota integračního času je 12/60 ms. Ideální intenzita je určena z teoretické představy přímé úměry mezi intenzitou záření a jasnem LED.

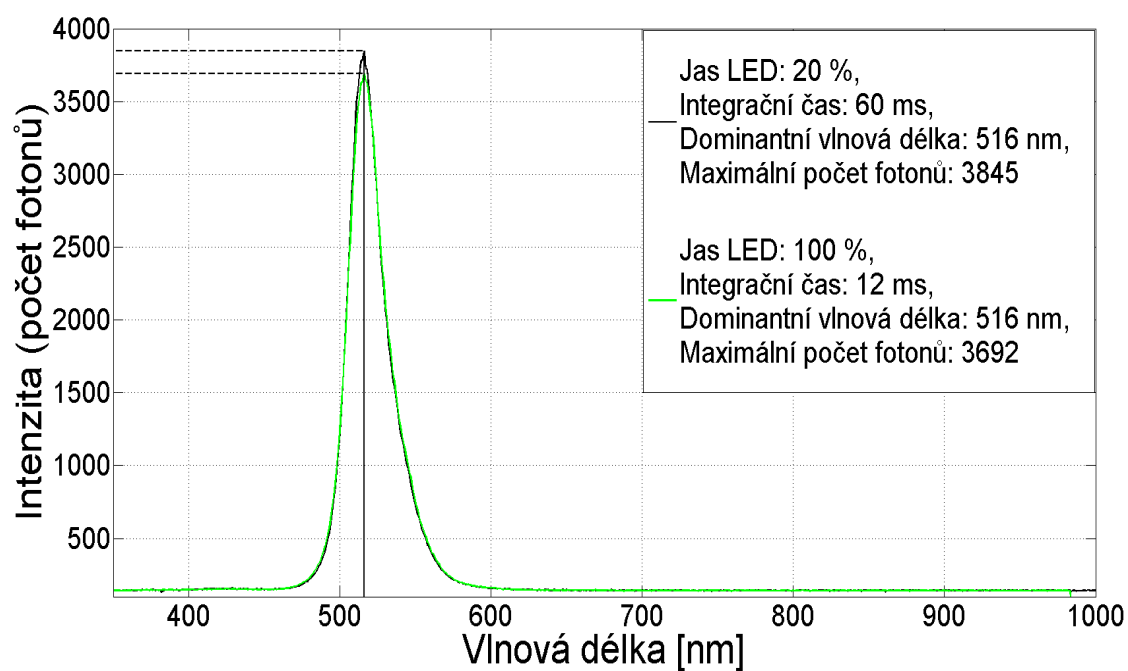
Jas LED [%]	Integrační čas [ms]	Reálná intenzita	Ideální intenzita	Odchylka mezi reálnou a ideální intenzitou [%]
20	12	863	863	0
40	12	1606	1726	7
60	12	2289	2589	11,6
80	12	3035	3452	12
100	12	3692	4315	14,4
20	60	3845	4315	10,9



Obr. 6.11: Závislost mezi intenzitou záření a procentuálním nastavením jasu zelené diody 516 nm. Jas diody je volen od 20% do 100% s krokem 20, hodnota integračního času je 12 ms. Křivka ideálního růstu je určena z představy přímé úměry mezi intenzitou záření a jasem LED.

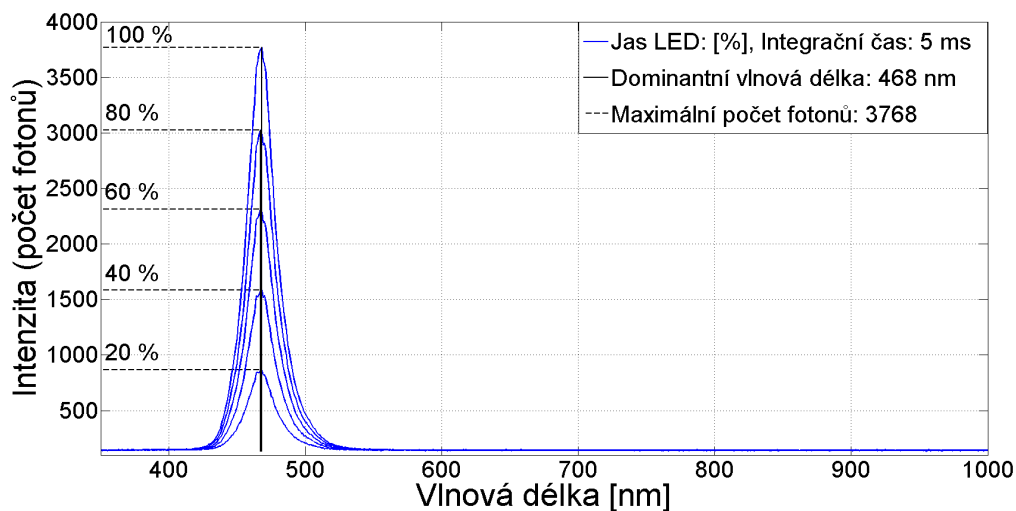


Obr. 6.12: Závislost mezi intenzitou a dominantní vlnovou délkou zelené diody 516 nm. Jas LED diody je 20% , hodnota integračního času je u nižšího spektra 12 ms a vyššího spektra 60 ms. Integrační čas ovlivňuje počet dopadajících fotonů na detektor.



Obr. 6.13: Závislost mezi intenzitou a dominantní vlnovou délkou zelené diody 516 nm. Diody mají nastaven odlišný jas, ale díky nastavení správných integračních časů mají přibližně stejnou intenzitu. Při jasu LED diody 20% a integračním čase 12 ms je intenzita mírně větší než je tomu u spektra s jasnem LED 100% a integračním časem 60 ms. Černě zbarvená křivka spektra se více blíží ideální intenzitě 4315, než křivka spektra zbarvená zelenou barvou.

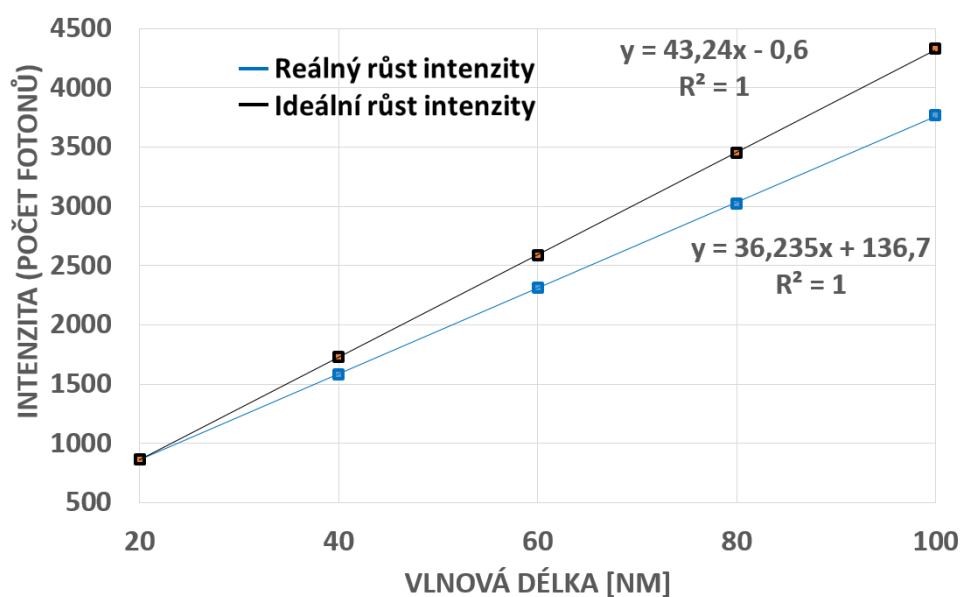
6.2.3 Spektrum modré LED



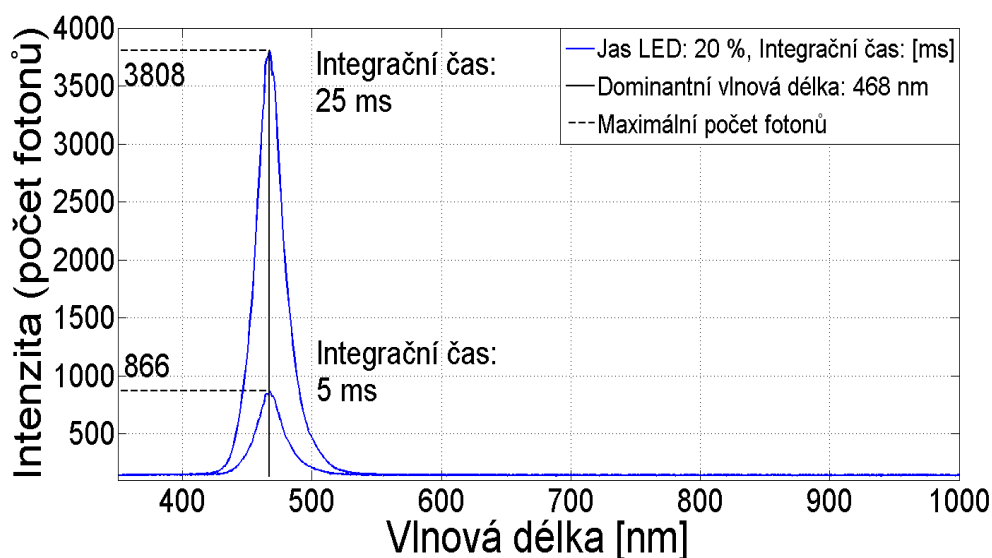
Obr. 6.14: Závislost mezi intenzitou záření a dominantní vlnovou délkou modré diody 468 nm. Jas diody je volen od 20% do 100% s krokem 20, hodnota integračního času je 5 ms.

Tab. 6.4: Závislost mezi reálnou a ideální intenzitou modré diody. Jas LED diody je volen od 20 % do 100 % s krokem 20, hodnota integračního času je 5/25 ms. Ideální intenzita je určena z teoretické představy přímé úměry mezi intenzitou záření a jasnem LED.

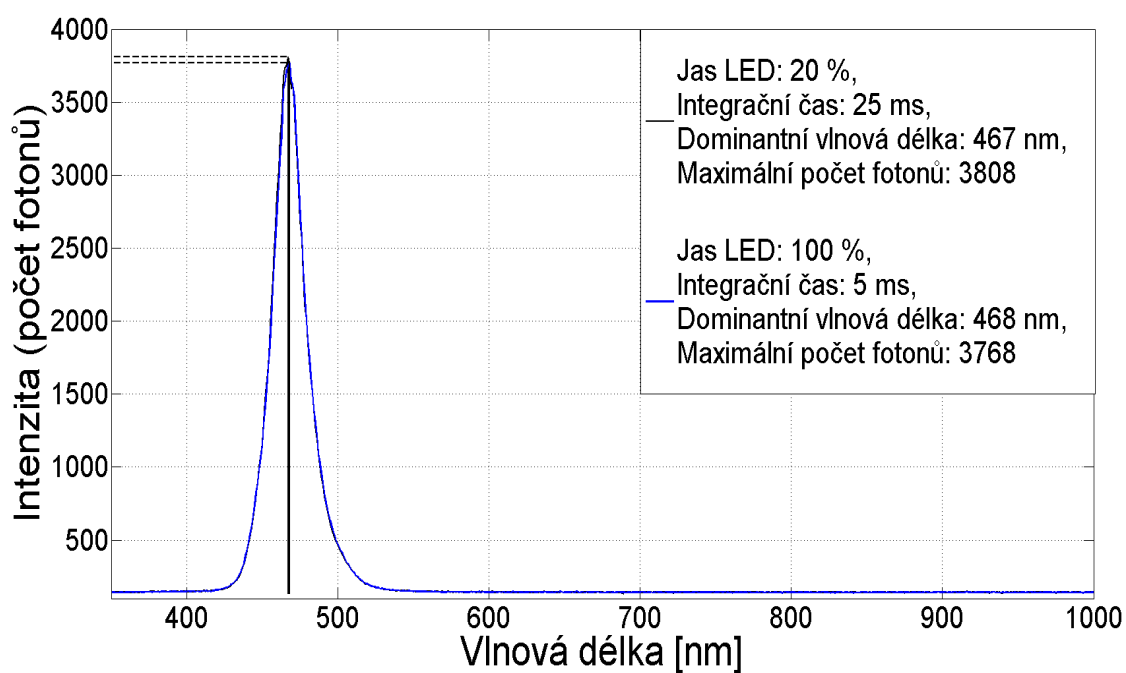
Jas LED [%]	Integrační čas [ms]	Reálná intenzita	Ideální intenzita	Odchylka mezi reálnou a ideální intenzitou [%]
20	5	866	866	0
40	5	1582	1732	8,7
60	5	2313	2589	10,7
80	5	3025	3452	12,4
100	5	3768	4330	13
20	25	3808	4330	12



Obr. 6.15: Závislost mezi intenzitou záření a procentuálním nastavením jasu modré diody 468 nm. Jas LED je volena od 20% do 100% s krokem 20, hodnota integračního času je 5 ms. Křivka ideálního růstu je určena z představy přímé úměry mezi intenzitou záření a jasnem LED.

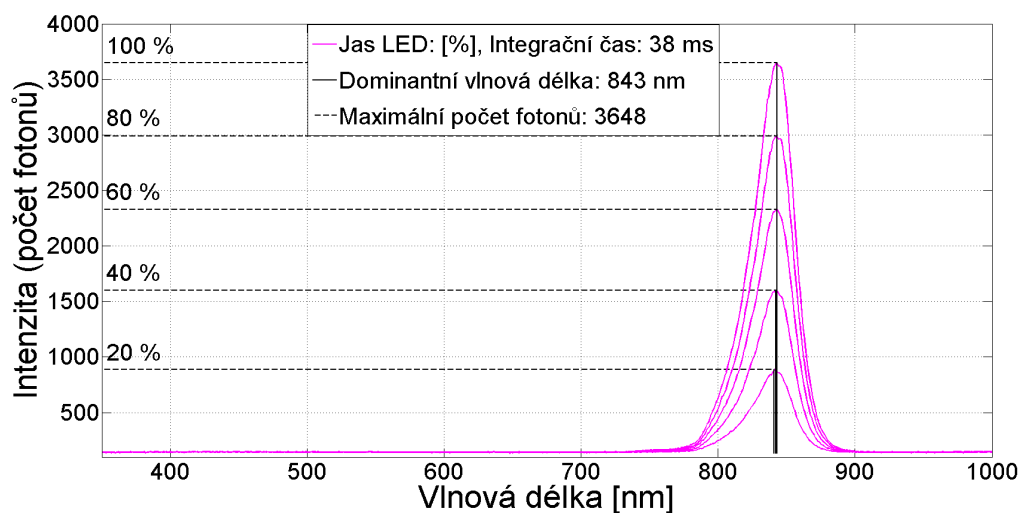


Obr. 6.16: Závislost mezi intenzitou a dominantní vlnovou délkou modré diody 468 nm. Jas LED diody je 20% , hodnota integračního času je u nižšího spektra 5 ms a vyššího spektra 25 ms. Integrační čas ovlivňuje počet dopadajících fotonů na detektor.



Obr. 6.17: Závislost mezi intenzitou a dominantní vlnovou délkou modré diody 468 nm. Diody mají nastaven odlišný jas, ale díky nastavení správných integračních časů mají přibližně stejnou intenzitu. Při jas LED diody 20% a integračním čase 5 ms je intenzita mírně větší než je tomu u spektra s jasem LED 100% a integračním časem 25 ms. Černě zbarvená křivka spektra se více blíží ideální intenzitě 4330, než křivka spektra zbarvená modrou barvou.

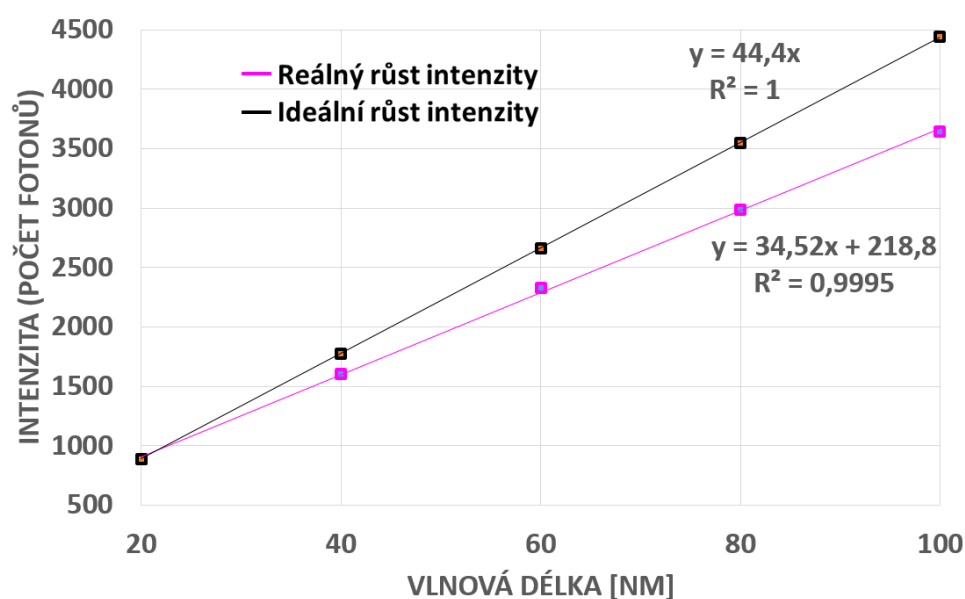
6.2.4 Spektrum infračervené LED



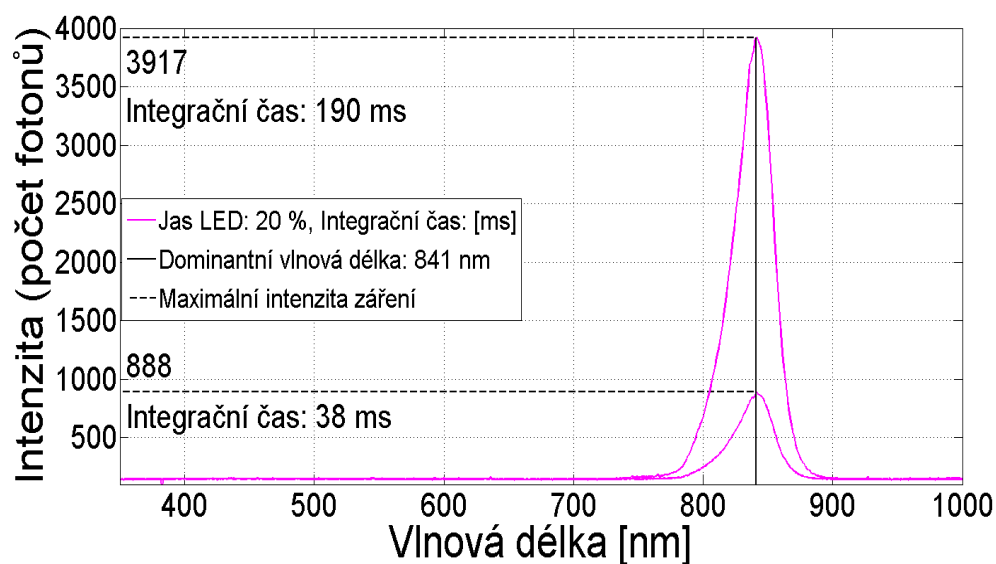
Obr. 6.18: Závislost mezi intenzitou záření a dominantní vlnovou délkou infračervené diody 843 nm. Jas LED je volen od 20% do 100% s krokem 20, hodnota integračního času je 38 ms.

Tab. 6.5: Závislost mezi reálnou a ideální intenzitou infračervené diody. Jas LED diody je volen od 20 % do 100 % s krokem 20, hodnota integračního času je 38/190 ms. Ideální intenzita je určena z teoretické představy přímé úměry mezi intenzitou záření a jasnem LED.

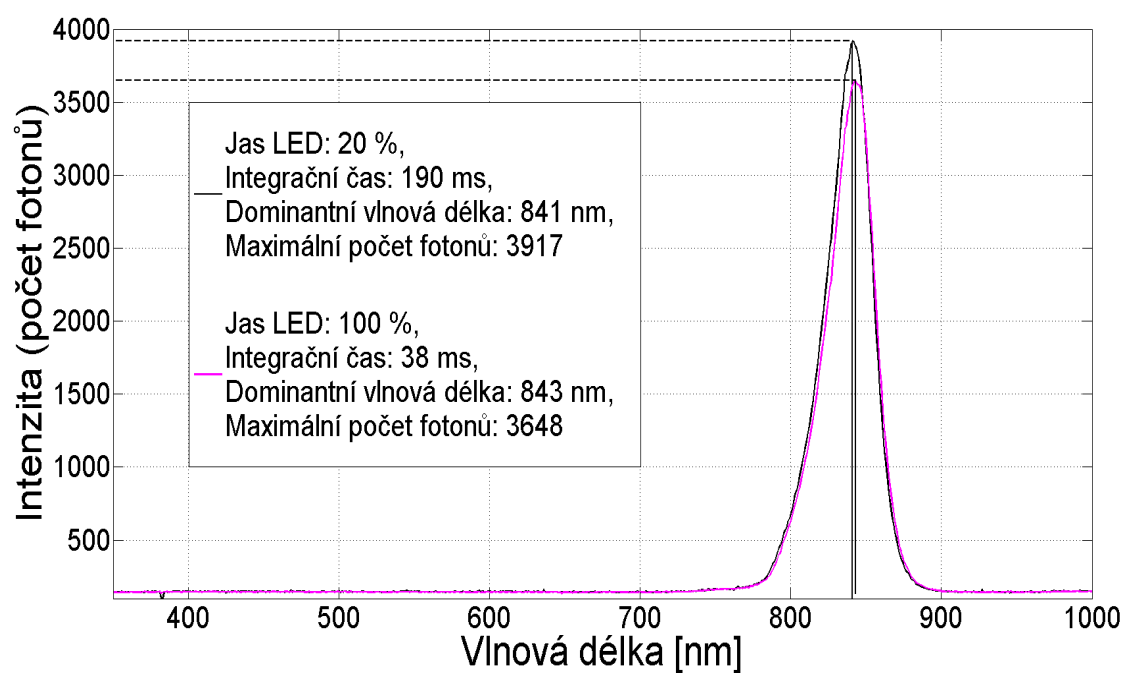
Jas LED [%]	Integrační čas [ms]	Reálná intenzita	Ideální intenzita	Odchylka mezi reálnou a ideální intenzitou [%]
20	38	888	888	0
40	38	1602	1776	9,8
60	38	2326	2664	12,7
80	38	2986	3552	15,9
100	38	3648	4440	18
20	190	3917	4440	11,8



Obr. 6.19: Závislost mezi intenzitou záření a procentuálním nastavením jasu infračervené diody 843 nm. Jas LED je volen od 20% do 100% s krokem 20, hodnota integračního času je 38 ms. Křivka ideálního růstu je určena z představy přímé úměry mezi intenzitou záření a jasnem LED.



Obr. 6.20: Závislost mezi intenzitou a dominantní vlnovou délkou infračervené diody 843 nm. Jas LED diody je 20% , hodnota integračního času je u nižšího spektra 38 ms a vyššího spektra 190 ms. Integrační čas ovlivňuje počet dopadajících fotonů na detektor.



Obr. 6.21: Závislost mezi intenzitou a dominantní vlnovou délkou infračervené diody 843 nm. Diody mají nastaven odlišný jas, ale díky nastavení správných integračních časů mají přibližně stejnou intenzitu. Při jasem LED diody 20% a integračním čase 190 ms je intenzita mírně větší než je tomu u spektra s jasem LED 100% a integračním časem 38 ms. Černě zbarvená křivka spektra se více blíží ideální intenzitě 4440, než křivka spektra zbarvená fialovou barvou.

6.2.5 Srovnání spekter

V grafech, které znázorňují závislost mezi intenzitou a dominantní vlnovou délkou je ukázáno jak úměrně roste intenzita se zvyšujícím jasnem. Z těchto hodnot vychází následující grafy závislosti intenzity a procentuálního nastavení jasů, kde je ukázán reálný a ideální růst intenzit. Zde nejlepších výsledků dosahuje modrá dioda s 13 % odchylkou a nejvíce se od ideální intenzity odklání dioda infračervená s 18 % odchylkou.

Následně je zkoumán vliv integračního času při neměnném jasem 20 %. Zjistilo se, že pokud se zvýší integrační čas 5×, poté reálná intenzita dosahuje vyšších hodnot, než reálná intenzita získaná se 100 % jasem a menším integračním časem. Odchytky mezi reálnou a ideální intenzitou se zmenšují. U modré diody dosahuje odchylka 12 % (oproti 13 % kdy je jas 100 %) a u infračervené diody se odchylka zmenšila na 11,8 % (oproti 18 % kdy je jas 100 %).

V posledním měření již nebyl jas konstantní 20 % u obou srovnávaných spekter, ale v jednom případě se nastavil na 100 %, přičemž integrační čas byl u tohoto spektra 5× zmenšen oproti spektru s jasem 20 %. Spektra by se měla v ideálním případě překrývat. Nejblíže mají k tomuto spektru modré diody, která se téměř překrývají a odchylka je pouze 1,05 %. Největší rozdíl mezi spektry je naopak u diody infračervené s odchylkou 6,87 %.

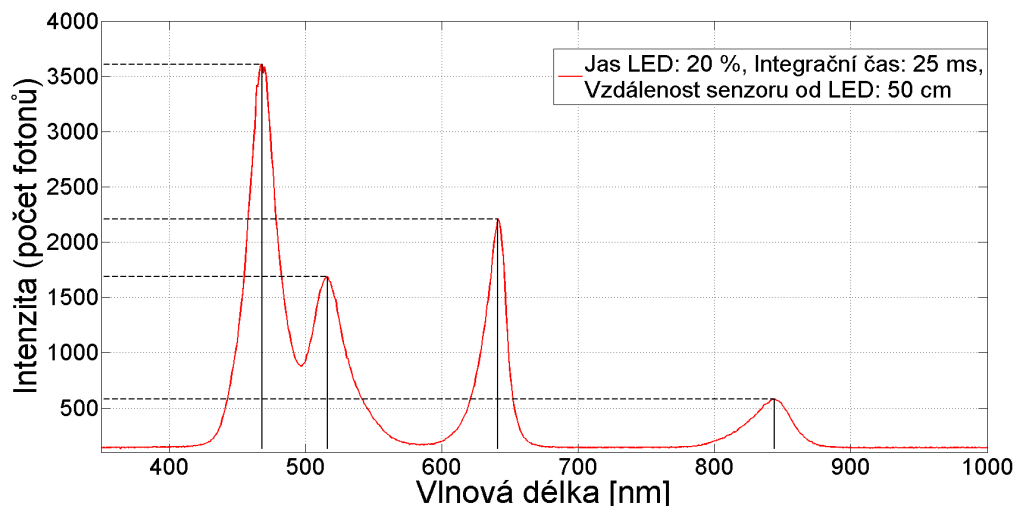
Graf 6.22 ukazuje velikost intenzity jednotlivých LED při stejném jasem všech LED 20%. Nejintenzivnější je modrá dioda jejíž spektrum se částečně překrývá se zelenou diodou. Spektra červené a infračervené diody nezasahují do okolních spekter. To je důvodem proč nelze řídit jakoukoliv vlnovou délku v rozsahu přibližně 400 - 900 nm, ale jen vlnové délky v okolí dominantních vlnových délek diod.

Jestliže by se simulovalo nastavení všech LED na stejnou úroveň intenzity jako v 6.24 je nezbytné nejprve vycházet z maximální intenzity infračervené LED, která vyzařuje nejmenší počet fotonů. Zbývající potřebují nižší integrační čas k dosažení stejné hodnoty intenzity.

Přepočet z integračního času vypadá následovně. Při 100% jasem infračervené diody a integračním čase 38 ms dopadne na detektor ve vzdálenosti 50 cm 3648 fotonů. Přibližně stejný počet fotonů z modré diody dopadne na detektor při integračním čase 5 ms. Podílem těchto hodnot získáme kolikrát kratší dobu potřebuje modrá dioda k vygenerování stejné intenzity oproti diodě infračervené.

$$Koefficient_{Infra/Modra} = \frac{Cas_{Infra}}{Cas_{Modra}} = \frac{38}{5} = 7,6. \quad (6.1)$$

Modrá dioda tak potřebuje 7,6× kratší čas k detekování stejného počtu fotonů na detektoru než dioda infračervená. Po přepočtu tohoto podílu na procenta postačí



Obr. 6.22: Závislost mezi intenzitou a vlnovou délkou všech diod. Jas LED je nastaven na 20 %, hodnota integračního času je 25 ms, měřeno ve vzdálenosti 50 cm od světelného zdroje.

modré diodě jas 13 % oproti jasu 100 % na diodě infračervené. Přepočet pro zbývající barvy je uveden v tabulce 6.6.

$$Modra_{proc} = \frac{100}{7,6} = 13\%. \quad (6.2)$$

Tab. 6.6: Procentuální přepočet jasu LED z integračního času, kdy diody dosahují shodných hodnot intenzit.

Barva LED	Integrační čas - jas 100 % [ms]	Přepočet integračního času	Jas LED [%]	Intenzita
Infra	38	$38 / 38 = 1$	100	3608
Modrá	5	$38 / 5 = 7,6$	13	3732
Zelená	12	$38 / 12 = 3,16$	32	3739
Červená	8	$38 / 8 = 4,75$	21	3608

Díky znalosti těchto poměrů lze upravovat intenzity jednotlivých LED při horší kvantové účinnosti kamery v dané spektrální oblasti. Pokud má být například jas červené diody o 20 % vyšší než modré bude se násobit koeficientem 1,6 podle:

$$Koefficient_{cervena/modra} = \frac{Cas_{cervena}}{Cas_{modra}} = \frac{8}{5} = 1,6 \quad (6.3)$$

V případě, že jas modré diody je 20% a jas červené diody má být o 20% vyšší potom:

$$Cervena_{40} = 40 * Koefficient_{cervena/modra} = 40 * 1,6 = 64\% \quad (6.4)$$

Aby tedy červená dioda svítila 40 % intenzitou vůči 20 % modré je potřeba nastavit jas červené diody na 64 %.

K tomuto je potřeba dodat, že v experimentu byla zjištěna vysoká závislost mezi LED diodami a horizontálním úhlem, který svírají s detektorem. Otočením o pár stupňů (5-10) se mění razantně spektrální charakteristiky, zvláště u krátkých vzdáleností kolem 10 cm. Navíc každá barva je ovlivňována pod daným úhlem rozdílně a vypočtené poměry v tabulkách 6.6 a 6.10 se poté liší. Z grafu 6.22 je patrná vyšší intenzita červené diody oproti diodě zelené. Při natočení o 10° může dojít k situaci, kdy zelená dioda bude mít vyšší intenzitu než červená, ikdyž jejich jas zůstal nezměněn. Při vertikálním natočení není tato závislost nijak významně patrná.

Lepších výsledků by bylo dosaženo aplikováním kosinového nástavce, jehož úkolem je korigovat šikmé dopady světla na povrch detektoru. Funkci nástavce vysvětluje kosinový zákon. Z rovnice osvětlenosti 6.5 plyne, že osvětlenost rovinné plochy bodovým zdrojem je nepřímo úměrná druhé mocnině jejich vzdáleností, tzv. čtvercový zákon a přímo úměrná kosinu úhlu dopadu paprsků, tzv. Lambertův kosinusový zákon. Největší je tedy osvětlenost ve směru normály a při odklonu paprsku od normály je osvětlenost závislosti kosinu tohoto úhlu, [46].

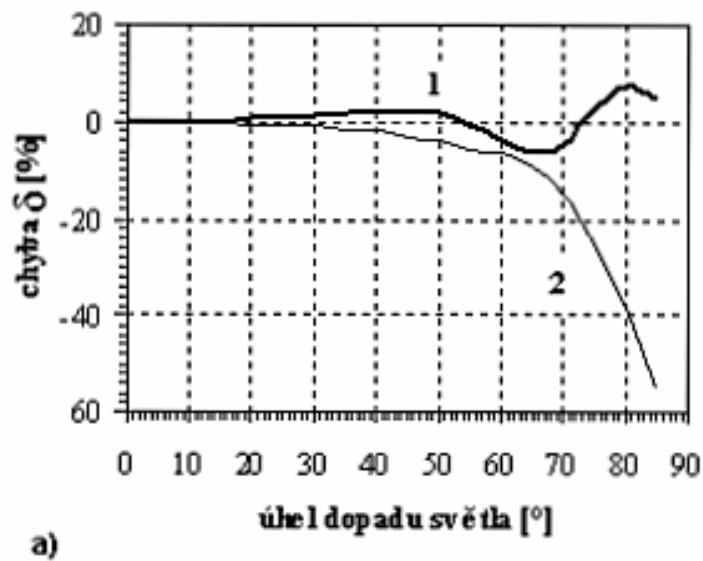
$$E = \frac{I \cdot \cos\alpha}{h^2}, \quad (6.5)$$

kde I je svítivost a h vzdálenost mezi bodovým zdrojem a detektorem.

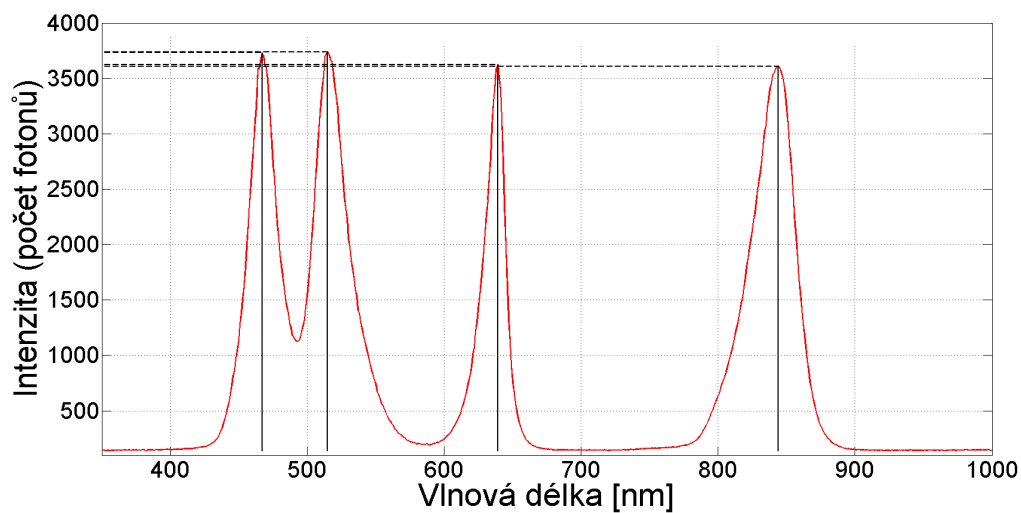
Lepší výsledky tak byly zajištěny měřením ve větší vzdálenosti (50 cm), kdy závislost na úhlu není tolik znatelná. V praxi by měl být LED modul konstrukčně fixován, aby každé měření probíhalo ze stejné pozice a nebylo zkresleno úhlem natočení. Stejně tak by 'vyšetřovaná osoba' měla být v předem dané vhodné pozici. Případnou ne zcela přesnou pozici pacienta by měl korigovat rozměrnější LED modul, který osvítí větší část vyšetřované plochy.

Měřením šířky spektra se zjistí, jaký rozsah vlnových délek daná dioda ovlivňuje. Šířku spektra diody určuje FWHM (Full Width at Half Maximum). Každá barva LED má odlišnou šířku spektra, ta je určena z rozdílu vlnových délek na ose x odečtených z osy y, která představuje polovinu z maximální intenzity spektra dané křivky. Grafické znázornění určení FWHM, 6.25, [21].

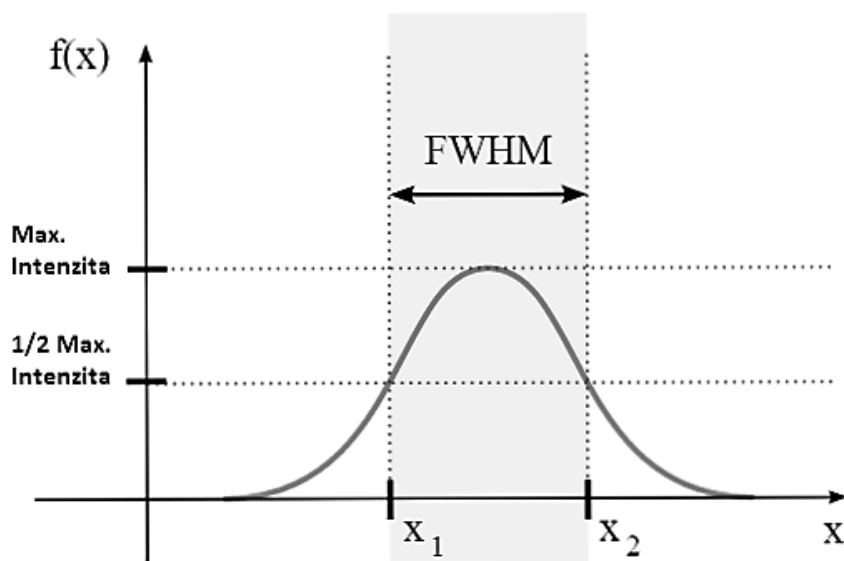
Z tabulky 6.7 vyplývá, že nejužší spektrum má červená LED a nejširší LED infračervená. V ideálním případě by měla být šířka spektra dané barvy FWHM nezávislá na jas diody. Tomuto se nejvíce blíží červená LED naopak FWHM se nejvíce liší u modré diody, u které je mezi jasnem 20 % a 100 % rozdíl 3 nm.



Obr. 6.23: Chyba fotočláčku detektoru s 1) a bez 2) kosinového nástavce, převzato z [46].



Obr. 6.24: Závislost mezi intenzitou a vlnovou délkou všech diod. Jas LED je pro každou barvu odlišný: červená: 21%, zelená: 32%, modrá: 13%, infračervená: 100%, hodnota integračního času je 38 ms, měřeno ve vzdálenosti 50 cm od světelného zdroje.



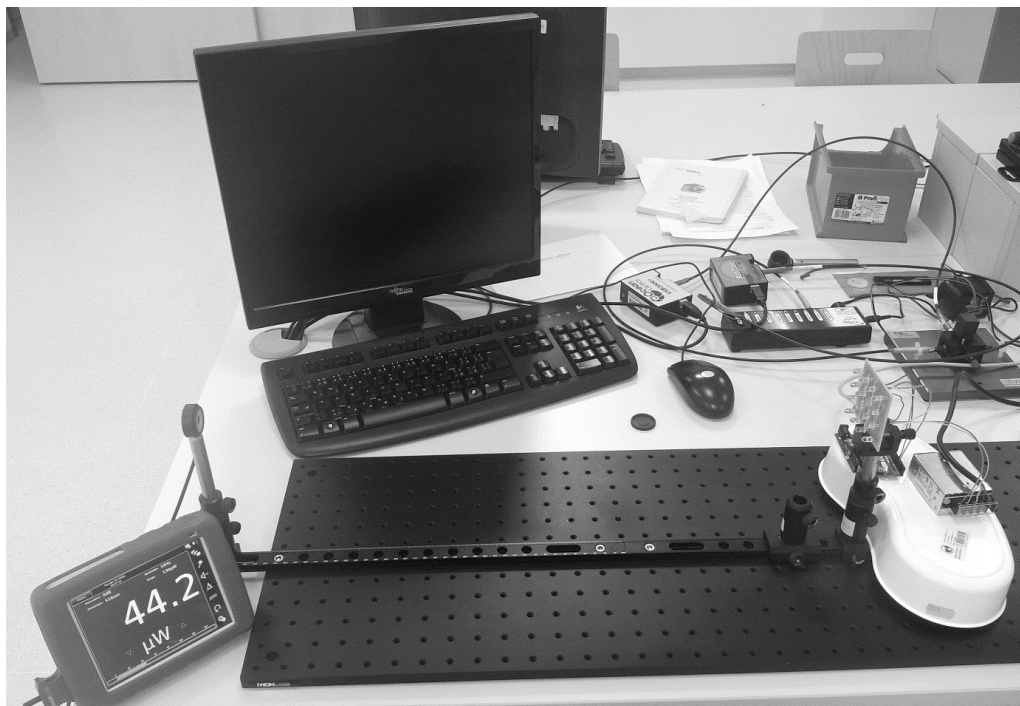
Obr. 6.25: Určení FWHM (Full Width at Half Maximum), převzato z [21].

Tab. 6.7: Šířky spekter FWHM jednotlivých diod, při jasu LED 20 % a 100%.

Barva LED	Jas LED [%]	Integrační čas [ms]	Max. Intenzita	1/2 Max. Intenzita	X1	X2	FWHM [nm]
Červená	20	8	853	426,5	626	645	19
Červená	100	8	3582	1791	628	646	18
Zelená	20	12	863	431,5	503	534	31
Zelená	100	12	3692	1846	504	533	29
Modrá	20	5	866	433	454	482	28
Modrá	100	5	3768	1884	455	480	25
Infra	20	38	888	444	819	858	39
Infra	100	38	3648	1824	821	858	37

6.3 Měření optického výkonu

Pomocí tohoto experimentu se měří optické výkony LED diod osazených v LED modulu. Diody jsou napájeny spínaným zdrojem s výstupním napětím +5 V a modul je upevněn v držáku optické lavice fixující jeho pozici. Rovnoběžně s LED panelem je upevněn výkonový senzor optického wattmetru Thorlabs PM200.



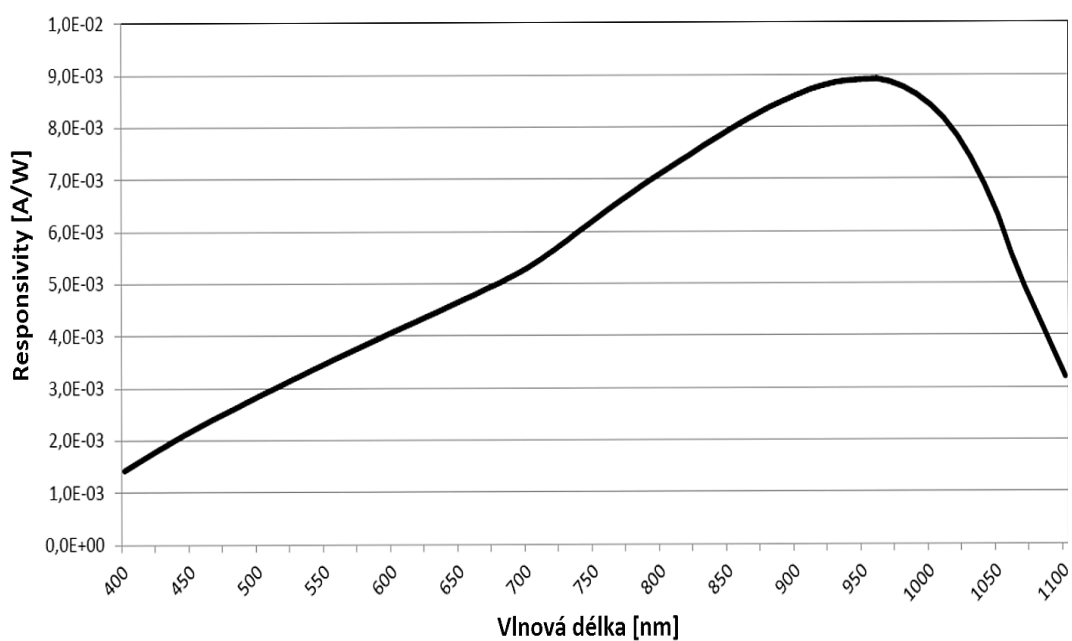
Obr. 6.26: Reálné zapojení měření optického výkonu diod. Měření probíhalo za tmy, aby wattmetr nebyl ovlivněn okolním osvětlením.

6.3.1 Optický wattmetr Thorlabs PM200

Optický wattmetr Thorlabs PM200 měří s pomocí senzoru S121C optické výkony jednotlivých LED diod. Jako senzor slouží křemíková fotodioda pracující v rozsahu vlnových délek 400 až 1110 nm. Senzor je schopen měřit optické výkony do 20 W / cm² s rozlišovací schopností 100 nW. V rozsahu 440 - 980 nm měří s odchylkou $\pm 3 \%$ a od 981 do 1100 nm s odchylkou $\pm 7 \%$. Aktivní detekční plocha má velikost 9,7 mm \times 9,7 mm. Senzor přes 1,5 m dlouhý kabel komunikuje s konzolí PM200 pomocí konektoru Sub-D 9p. Podrobné specifikace konzole PM200 a senzoru S121C jsou k nalezení v seznamu literatury, [38], [39].



Obr. 6.27: Konzole Thorlabs PM200, Obr. 6.28: Senzor S121C s konektorem Sub-D 9p, převzato z [38].



Obr. 6.29: Spektrální charakteristika senzoru S121C. Citlivost senzoru je nejnižší v okolí 400 nm, nejbližší modré diody. S rostoucí vlnovou délkou roste a v infračerveném spektru dosahuje svého maxima v okolí vlnové délky 950 nm, převzato z [39].

6.3.2 Výsledky měření optického výkonu

Před začátkem měření je potřeba nakalibrovat optický wattmetr na měřenou vlnovou délku. To se provede navolením dominantní vlnové délky měřené diody na displeji konzole a wattmetr se na tuto vlnovou délku nakalibruje. Nejprve byl změřen optický výkon LED diod v závislosti na jejich procentuálním nastavení jasu, přičemž vzdálenost mezi LED modulem a výkonovým senzorem byla konstantní 50 cm. Graf 6.30 znázorňuje růst optického výkonu při zvyšování jasu jednotlivých LED diod. Lze vidět, že optický výkon infračervené diody roste nejstrměji a také dosahuje nejvyšších optických výkonů. Oproti tomu zelená LED dioda dosahuje nejmenších hodnot optického výkonu.

Tab. 6.8: Optické výkony diod s různým nastavení jasu ve vzdálenosti 50 cm od senzoru.

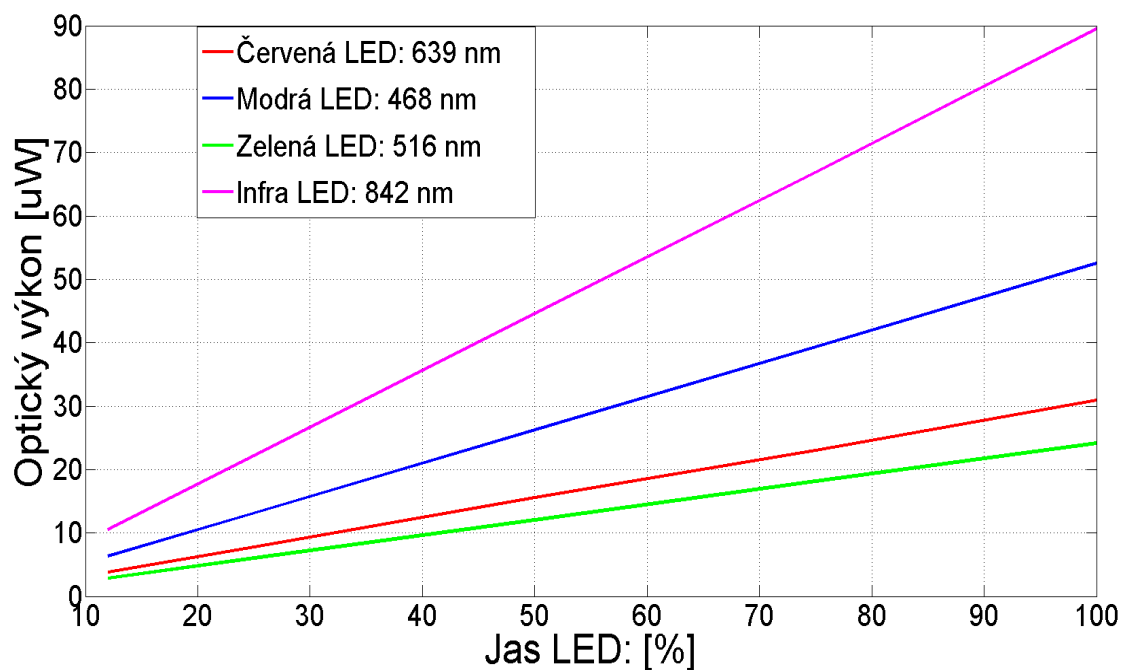
Jas LED [%]	Červená (639 nm) [μW]	Zelená (516 nm) [μW]	Modrá (468 nm) [μW]	Infra (842 nm) [μW]
100	31	24,2	52,6	89,5
75	23	18,2	39,4	66,9
50	15,6	12,1	26,3	44,6
25	7,8	6,1	13,2	22,2
12	3,8	2,9	6,4	10,6

Poté byl měřen optický výkon, kdy vzdálenost LED modulu od senzoru byla nastavováno od 20 cm do 60 cm s krokem 10, jas diod byl 100 %, 6.31. Optický výkon s rostoucí vzdáleností klesá a v procentuálním rozdílu mezi jednotlivými LED lze vidět podobnost s grafem 6.30. Ve vzdálenosti 60 cm je optický výkon RGB diod téměř totožný, mírně větších výkonů, okolo 65 μW , dosahuje pouze dioda infračervená. V porovnání s optickým výkonem nejméně výkonné zelené diody (23 μW) jde o 65 % rozdíl.

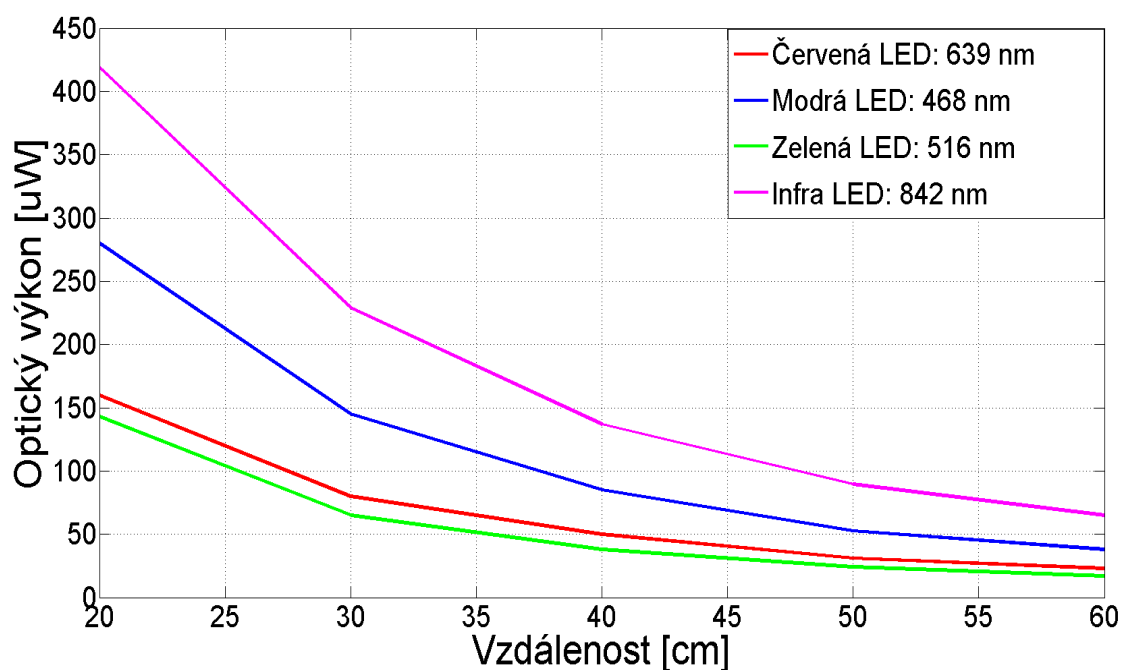
Pokud bude potřeba nastavit stejný optický výkon na všech LED, tak se bude vycházet ze stejné úvahy jako u měření vyzařovaného tvaru spektra, kde se přepočítával integrační čas, 6.6. V tomto případě se ale místo integračního času přepočítává optický výkon, 6.10.

Tab. 6.9: Optické výkony diod s různou vzdáleností od senzoru s konstantním jasnem 100 %.

Vzdálenost [cm]	Červená (639 nm) [μW]	Zelená (516 nm) [μW]	Modrá (468 nm) [μW]	Infra (842 nm) [μW]
20	160	143	280	419
30	80	65	145	229
40	50	38	85	137
50	31	24,2	52,6	89,5
60	23	17	38	64,9



Obr. 6.30: Závislost mezi optickým výkonem a intenzitou jasu LED diod. Infra LED má při intenzitě 100% až 4,5x větší optický výkon oproti nejméně výkonné zelené LED diodě.



Obr. 6.31: Závislost mezi optickým výkonem a vzdáleností. U infračervené LED lze pozorovat největší pokles optického výkonu při rostoucí vzdálenosti.

Tab. 6.10: Procentuální přepočtení jasů LED, kdy diody dosahují stejných optických výkonů. LED jsou ve vzdálenosti 50 cm od senzoru wattmetru a jejich jas je 100%.

Barva LED	Optický výkon - jas 100 % [μW]	Přepočet optického výkonu	Jas LED [%]	Optický výkon
Infra	89,5	$89,5 / 24,2 = 3,69$	27	24,2
Modrá	52,6	$52,6 / 24,2 = 2,17$	46	24,2
Zelená	24,2	$24,2 / 24,2 = 1$	100	24,2
Červená	31	$31 / 24,2 = 1,28$	78	24,2

7 ZÁVĚR

Diplomová práce se zabývala návrhem osvětlovacího LED modulu pro bezkontaktní měření základních fyziologických parametrů. Informace k návrhu byly čerpány z mnoha studií zabývajících se bezkontaktním měřením.

V první kapitole byla přiblížena pletysmografická metoda, která je předchůdcem bezkontaktní obrazové fotopletysmografie. Princip pletysmografické metody využívá pulsní oxymetr k odhadu arteriální saturace krve kyslíkem a srdeční frekvence. V práci je uvedeno jak se světelný paprsek chová při průchodu tkání a jak lze odhad SpO_2 stanovit. Toto řešení konvenčního oxymetru má i nevýhody, které mohou negativně ovlivnit výsledek získaného fotopletysmografického signálu. Zmíněné nevýhody odstraňují bezkontaktní fotopletysmografické techniky, jejichž využití se může rozšířit jak do medicínského tak i do pracovního nebo domácího prostředí.

V práci je uveden obecný postup bezkontaktního měření a zpracování video-sequencí. Následuje popis experimentů a jejich výzkumných směrů, které započaly vývoj bezkontaktního měření.

Navržený osvětlovací LED modul slouží k posílení optického signálu (změnou intenzity záření a optického výkonu) s ohledem na kvantovou účinnost použité kamery. Práce se zabývá vhodným výběrem LED diod, elektrickým zapojením, konstrukčním zpracováním a řízením modulu pomocí platformy Arduino. Z provedených experimentů bylo zjištěno, že kvůli úzkému vyzařovanému spektru LED se spektrální charakteristiky nepřekrývají a není možné regulovat intenzitu a optický výkon vybrané vlnové délky v rozsahu 400 - 900 nm. Mohou se však regulovat intenzity a optické výkony ve spektrálních oblastech v kterých pracují osazené RGB a infračervené diody. V navrženém experimentu byla změřena vyzařovaná spektra, z kterých lze vyčíst rozsah vlnových délek každé diody v kterém je možné ovlivnit intenzitu vyzařovaného světla. V druhém experimentu byly zjištěny optické výkony. Každá dioda má jinou intenzitu i optický výkon, které jsou řízeny jasnem. Z toho důvodu se v práci nachází tabulka, která udává poměry sloužící ke vzájemnému přepočtu intenzit a optických výkonů. Tento přepočet slouží k snadnějšímu nastavení procentuálního jasů. Diplomová práce je zakončena manuálem, který uživatele provede instalací řídicí platformy Arduino a seznámí ho s ovládáním vytvořeného programu.

LITERATURA

- [1] CHMELAŘ, M.: *Lékařská přístrojová technika 1*. Akademické nakladatelství CERM, s.r.o., Brno 1995, ISBN 80-85867-63-X.
- [2] BALEK, B.: *Biologické experimenty se systémem ISES*. Ivančice: Balmed 2012. 51s.
- [3] ROZMAN, J. a kol.: *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha:Academia, s 406, 2006, ISBN 80-200-1308-3.
- [4] CHMELAŘ, M., ROZMAN, J. *Lékařská přístrojová technika*. Praha:SNL, 1982, ISBN 412-33326.
- [5] ABAY, Tomas Y., KYRIACOU, Panayiotis A. *Reflectance Photoplethysmography as Noninvasive Monitoring of Tissue Blood Perfusion*. IEEE: 2015. Vol. 62, No. 9., doi: 10.1109/TBME.2015.2417863.
- [6] SUN, Y. et al. *Use of ambient light in remote photoplethysmographic systems: comparison between a high-performance camera and a low-cost webcam*. Journal of Biomedical Optics. 2012, 17(3), s. 037005-1 – 10.
- [7] KONG, L. et al. *Non-contact detection of oxygen saturation based on visible light imaging device using ambient light*. ©2013 Optical Society of America
- [8] ZHAO, F., Li, M., QIAN, Y. and TSIEN, J. Z. *Remote measurements of heart and respiration rates for telemedicine*. PloS One. 2013, 8(10), s. e71384.
- [9] MENZEL, P. *Oxyhemoglobin a deoxyhemoglobin* WikiSkripta, projekt sítě lékařských fakult MEFANET, ISSN 1804-6517, 2009, poslední aktualizace 20. 1. 2011 [cit. 2015-12-06]. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Oxy_a_deoxyhemoglobin.jpg#filehistory>.
- [10] WARD, T., HUMPHREYS, K., MARKHAM, C. 2013. *A CMOS camera-based system for non-contact pulse oximetry imaging*. Dostupné z: <http://www.researchgate.net/publication/228718494_A_CMOS_camera-based_system_for_non-contact_pulse_oximetry_imaging>.
- [11] TAYLOR, A. E. F. *Illumination Fundamentals*. Rensselaer Polytechnic Institute. 2000, 48s.
- [12] *BEER'S LAW*. Sheffield Hallam University. Dostupné z: <<http://teaching.shu.ac.uk/hwb/chemistry/tutorials/molspec/beers1.htm>>.

- [13] HUMPHREYS, K. G. *An investigation of remote non-contact photoplethysmography and pulse oximetry*. PhD thesis, National University of Ireland Maynooth, 2007.
- [14] KODÍČEK, M. *Chromofor*. Výkladový slovník biochemických pojmů, [cit. 2015-12-06]. Dostupné z: <http://147.33.74.135/knihy/uid_es-002_v1/hesla/chromofor.html>.
- [15] DOSTUPNÁ KAMERKA S VELKOU KVANTOVOU ÚČINNOSTÍ. Elektronovinky.cz [online], 2014, [cit. 2015-12-06]. Dostupné z: <<http://www.elektronovinky.cz/zarizeni/dostupna-kamerka-s-velkou-kvantovou-ucinnosti>>.
- [16] BARBER, M. *How to Choose a CCD Camera*. SBIG astronomical instruments, 2014, Diffraction Limited, [cit. 2015-12-06]. Dostupné z: <<https://www.sbig.com/astronomy/about-ccd-imaging/how-to-choose-your-first-camera/>>.
- [17] CCD AND CMOS SENSOR INFO. PTS Walter Preiss Technology Systems [online], 2015, [cit. 2015-12-06]. Dostupné z: <<http://www.fen-net.de/walter.preiss/e/slomoinf.html>>.
- [18] WALTHAM, N. *CCD and CMOS Sensors*. Space Science and Technology Department, Rutherford Appleton Laboratory, Harwell Science and Innovation Campus, Didcot, UK. Dostupné z: <<http://www.issibern.ch/forads/sr-009-23.pdf>>.
- [19] ÚVOD DO TECHNIKY CCD ČIPŮ. Moravské přístroje, a.s. [online], poslední aktualizace 21. 9. 2011 [cit. 2015-12-06]. Dostupné z: <<http://www.gxccd.com/art?id=303&lang=405>>.
- [20] PIHAN, R. *Dynamický rozsah (kontrast) scény*. FotoRoman.cz [online], poslední aktualizace 10. 6. 2005 [cit. 2015-12-06]. Dostupné z: <<http://www.fotoroman.cz/index.htm>>.
- [21] FULL WIDTH AT HALF MAXIMUM. Wikipedia: the free encyclopedia [online], poslední aktualizace 15. 8. 2015 [cit. 2015-12-06]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/wiki/Full_width_at_half_maximum>.
- [22] HAUER, F. *Návod k instalaci Arduina Uno* Arduino.cz [online], poslední aktualizace 12. 8. 2014 [cit. 2016-04-25]. Dostupné z: <<http://arduino.cz/zaciname-s-arduinem-ve-windows/>>.

- [23] OptoSupply RGB LED. *Katalogový list RGB LED OSTAMA5B31A* [online], [cit. 2016-04-26]. Dostupné z: <<http://www.tme.eu/cz/Document/26d69a502c40a084d702220825f8adde/OSTAMA5B31A.pdf>>
- [24] LuckyLight Infrared LED. *Katalogový list IR LED LL-503SIRC2H-1BE* [online], poslední aktualizace 09. 12. 2009 [cit. 2016-04-26]. Dostupné z: <<http://www.tme.eu/cz/Document/8f36bd7583039de4d53e2737063ecf99/LL-503SIRC2H-1BE.pdf>>
- [25] Dutinková lišta BLW15G. *Katalogový list BLW15G* [online], [cit. 2016-04-26]. Dostupné z: <<http://www.gme.cz/img/cache/doc/832/045/dutinkova-lista-blw15g-datasheet-1.pdf>>
- [26] Pinová lišta MOLEX 901210766. *Katalogový list MOLEX 901210766* [online], [cit. 2016-04-26]. Dostupné z: <<http://www.tme.eu/cz/Document/26b9994decd11670125c593beafdf1de/mx90121.pdf>>
- [27] INFINEON TECHNOLOGIES, Unipolární tranzistor N-MOSFET. *Katalogový list BSS606N* [online], [cit. 2016-04-26]. Dostupné z: <<http://www.tme.eu/cz/Document/5ece4abb8d33a1b1a0d99df210fe8dff/BSS606NH6327XTSA1.pdf>>
- [28] TARASSENKO, L. et al. *Non-contact video-based vital sign monitoring using ambient light and auto-regressive models* Physiological Measurement. 807-831, 2014.
- [29] DOLEČEK, J., MALINA, V., SUCHÁNEK, V., HABEL, J. *LED* [online], poslední aktualizace 29. 3. 2016 [cit. 2016-05-03], Wikipedie. Dostupné z: <<https://cs.wikipedia.org/wiki/LED>>.
- [30] *MOSFET*, [online], poslední aktualizace 26. 3. 2016 [cit. 2016-05-03], Wikipedie. Dostupné z: <<https://cs.wikipedia.org/wiki/MOSFET>>.
- [31] *UNIPOLÁRNÍ TRANZISTOR*, [online], [cit. 2016-05-03]. Dostupné z: <http://elektross.gjn.cz/soucastky/dva_prechody/uni_tranzistor.html>.
- [32] MEAN WELL. *Spínaný zdroj RS-15-5* [online], [cit. 2016-04-26]. Dostupné z: <http://www.meanwell.com/mw_search/RS-15/RS-15-spec.pdf>
- [33] HORÁČEK, O. *Co je to Arduino* [online], [cit. 2016-04-26], czechduino.cz. Dostupné z: <<http://czechduino.cz/?co-je-to-arduino,29>>
- [34] TSBOHEMIA. *Programovatelná deska Arduino UNO* [online], [cit. 2016-04-26], tsbohemia.cz. Dostupné z: <https://www.tsbohemia.cz/programovatelná-deska-arduino-uno-65139_d207808.html>

- [35] JEŽKOVÁ, K. *Arduino základy* [online], poslední aktualizace 31. 8. 2014, [cit. 2016-04-26], arduino.cz. Dostupné z: <<http://arduino.cz/i-zaklady-1-naproste-minimum/>>
- [36] VODA, Z. *Pokročilejší struktury jazyka Wiring* [online], poslední aktualizace 21. 10. 2014, [cit. 2016-04-26], arduino.cz. Dostupné z: <<http://arduino.cz/pokrocilejsi-struktury-jazyka-wiring/>>
- [37] HIRZEL, T. *PWM* [online], [cit. 2016-04-26], arduino.cc. Dostupné z: <<https://www.arduino.cc/en/Tutorial/PWM>>
- [38] THORLABS. *Optický wattmetr PM200* [online], [cit. 2016-04-26], thorlabs.de. Dostupné z: <http://www.thorlabs.de/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=5386&pn=PM200>
- [39] THORLABS. *Katalogový list senzoru S121C* [online], poslední aktualizace 16. 02. 2016, 18358-S01, Rev C, [cit. 2016-04-26], thorlabs.de. Dostupné z: <<http://www.thorlabs.de/thorcat/18300/S121C-SpecSheet.pdf>>
- [40] OCEAN OPTICS. *Spektrofotometr Red Tide USB-650* [online], [cit. 2016-04-26], oceanoptics.com. Dostupné z: <<http://oceanoptics.com/product/usb-650-red-tide-spectrometers/>>
- [41] OCEAN OPTICS. *Katalogový list Red Tide USB-650* [online], [cit. 2016-04-26], oceanoptics.com. Dostupné z: <<http://oceanoptics.com/wp-content/uploads/USB-650-Red-Tide-Installation-and-Operation-Instructions.pdf>>
- [42] PC ICON. [online], [cit. 2016-04-26], harboarts.com/. Dostupné z: <http://harboarts.com/artwork/icons-pc-screen-keyboard-vector-graphic_1359926674116/>
- [43] Logitech *HD Pro Webcam C920*. [online], [cit. 2016-04-26], business.logitech.com/. Dostupné z: <<http://business.logitech.com/en-us/product/c920-hd-pro-webcam-business>>
- [44] JURÁŇ, V., SMRČKA, M. 2013. *Novinky v akutní péči o kraniocerebrální poranění*. 2013, 14(2) Dostupné z: <<http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2013/02/03.pdf>>.
- [45] PCO.IMAGING *dynamic - dynamic range*. v. 0810, pco.de Dostupné z: <https://www.pco.de/fileadmin/user_upload/db/download/kb_dynamic_range_20100813.pdf>

- [46] ŠKODA, J., PAVELKA, T., KRBAL M. *Laboratorní úlohy ze světelné a osvětlovací techniky*. 2011 Dostupné z: <http://www.ueen.feec.vutbr.cz/light-laboratory/files/sylabus/09_Overeni_vlastnosti_kosinoveho_nadstavce.pdf>

SEZNAM PŘÍLOH

A	Návod k instalaci a ovládání	89
B	Schéma zapojení	93
C	Seznam součástí	94
D	Deska plošného spoje	95
E	Zdrojový kód	97

A NÁVOD K INSTALACI A OVLÁDÁNÍ

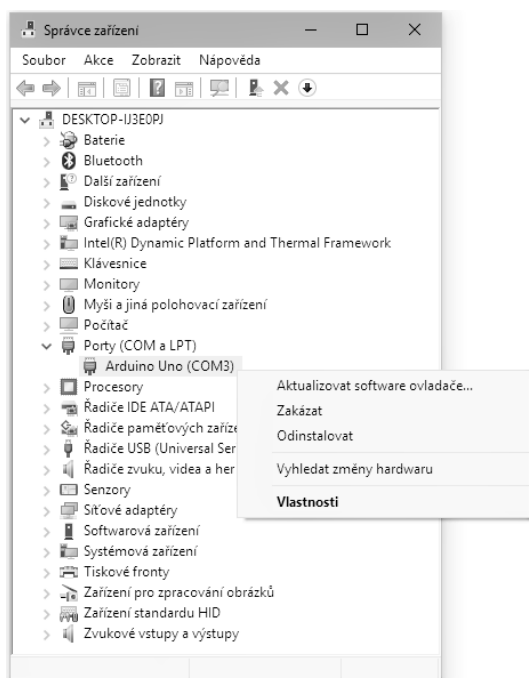
Kapitola obsahuje průvodce instalace Arudiona Uno včetně ovladačů na počítači s operačním systémem Windows, návod je převzatý z webu arduino.cz, [22]. Nejprve je potřeba stáhnout vývojové prostředí Arduino ze stránek výrobce. V této práci byla využívána verze Arduino 1.6.6 Hourly Build 2015/10/30. Následně stažený soubor rozbalte, přičemž je důležité, aby byla zachována struktura souborů ve složce. Arduinu je zajištěna komunikace s PC a napájení pomocí kabelu USB-A / USB-B.



Obr. A.1: Kabel typu USB-A / USB-B, [22].

Po připojení desky k počítači se na Arduinu rozsvítí zelená dioda (PWR) a Windows začne instalovat ovladače. Nyní se postupuje podle pokynů:

- Klikněte na nabídku Start a otevřete ovládací panely.
- V nabídce ovládacích panelů klikněte na položku Systém. Jakmile se vám otevře nabídka systému, klikněte na Správce zařízení (může být potřeba oprávnění správce).
- Rozbalte Porty (COM a LPT). Měli byste vidět otevřený port pojmenovaný „Arduino UNO (COMxx)“. Pokud nenajdete sekci COM a LPT, vyhledejte v Ostatních zařízeních „Neznámé zařízení“.
- Pravým tlačítkem klikněte na „Arduino UNO (COMx)“ (popřípadě na neznámé zařízení) a vyberte možnost „Aktualizovat ovladač“, A.2.
- Dále vyberte možnost „Prohledat počítač a najít ovladač“.
- Nakonec, najděte a vyberte soubor ovladače pojmenovaný „arduino.inf“, který se nachází ve složce „Drivers“ staženého softwaru Arduino („Arduino Software download“ ne z podsložky „FTDI USB DRIVERS“). Pokud používáte starší



Obr. A.2: Správce zařízení, sekce COM a LPT.

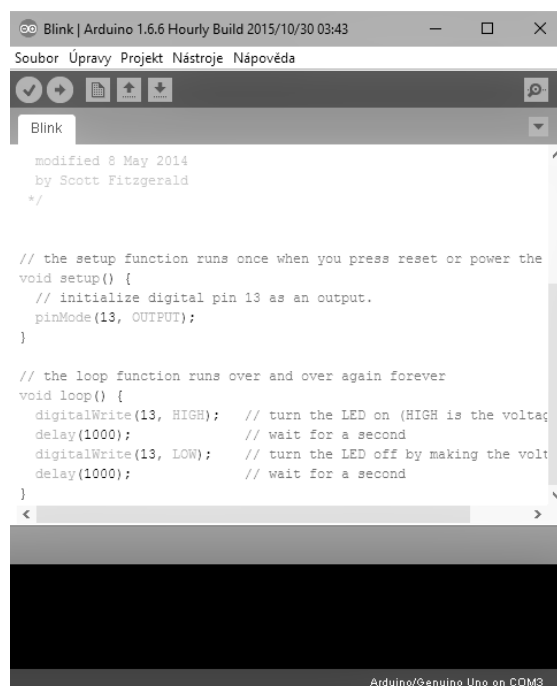
verzi IDE (1.0.3 nebo starší), vyberte ovladač UNO pojmenovaný „Arduino UNO.inf“.

- Windows dokončí instalaci ovladače.

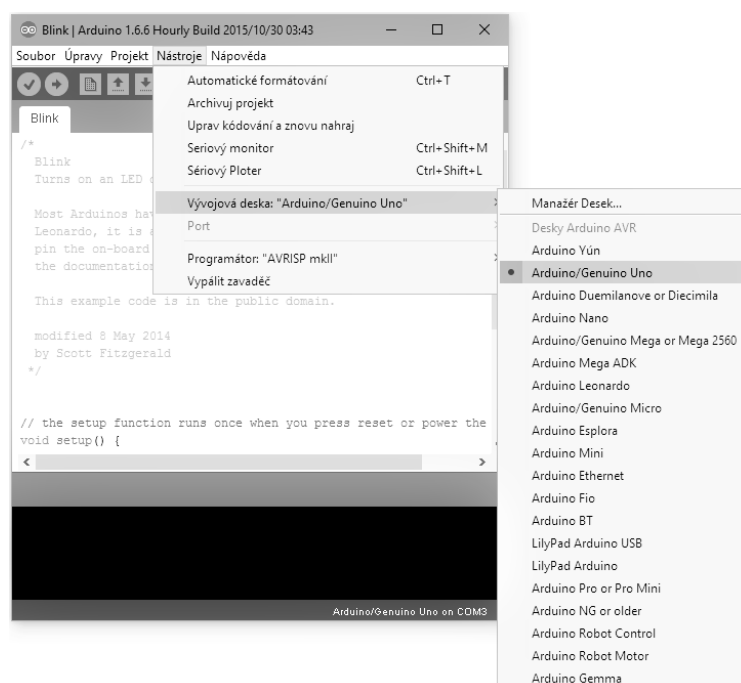
Po instalaci dvojklikem otevřete aplikace Arduino. Pokud se software Arduino načte ve špatném jazyce, můžete jej změnit v položce nastavení „preferences“.

- Otevřete ukázkový příklad LED blink example (File (Soubor) > Examples (Příklady) > 1.Basics > Blink).
- Vyberte desku Arduino Uno (Tools (Nástroje) > Board (Deska)).
- Stiskněte tlačítko Upload (nahrát). Na desce začnou blikat RX a TX LED diody. Pokud je nahrávání dokončeno, zobrazí se na status baru zpráva „Done uploading“ (nahrávání dokončeno). Několik sekund potom, co se dokončí nahrávání, byste měli vidět LED pinu 13(L) na desce oranžově blikat. Pokud bliká Arduino funguje správně, [22].

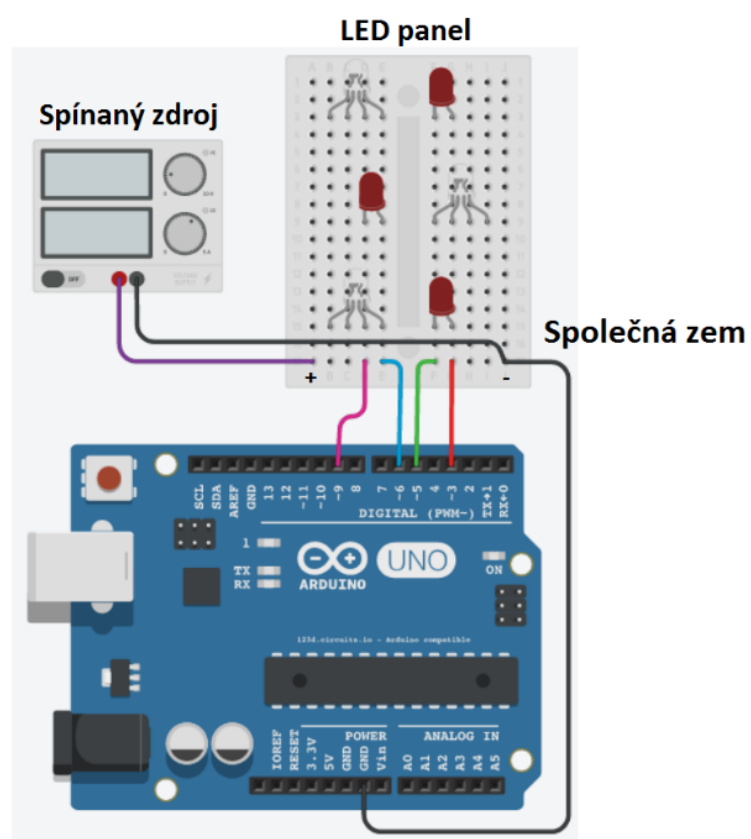
Po úspěšném zprovoznění Arduina a jeho vývojového prostředí se propojí LED modul s řídicími piny PWM a následně zajistí napájení. Podle přiloženého programu Jas_PWM se propojí konektor červené LED s pinem 3, zelené LED s pinem 4, modré LED s pinem 6 a infračervené LED s pinem 9. Připojí se napájení +5V / -5V ze spínaného zdroje. Zde je důležité před zapnutím zdroje připojit LED modul a zdroj na společnou zem, A.5. Nakonec v programu lze zadat procentuální hodnotu jasu jednotlivých LED pomocí proměnných `proc_red`, `proc_green`, `proc_blue` a `proc_infra`.



Obr. A.3: Ukázkový příklad LED blink.

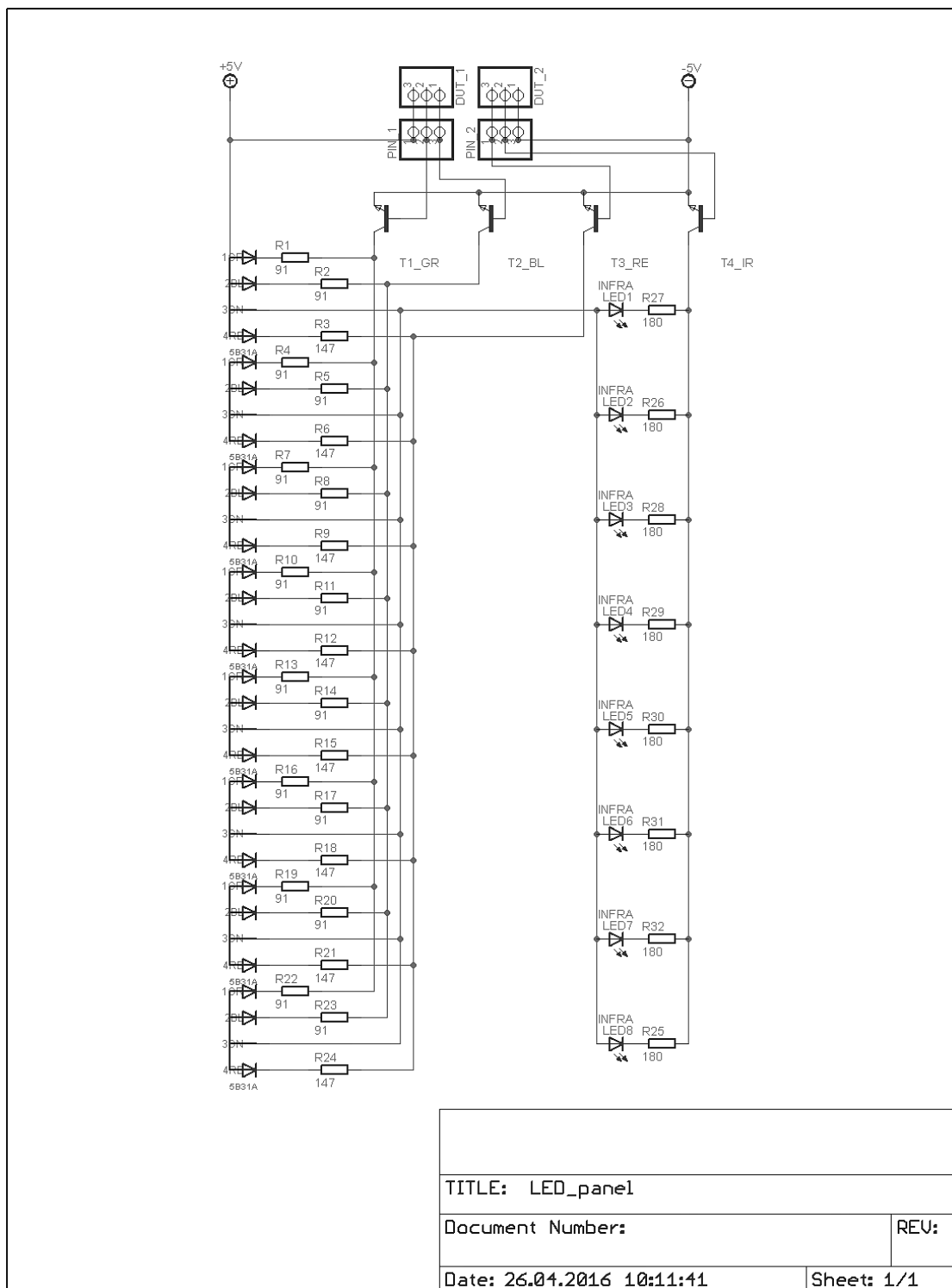


Obr. A.4: Výběr desky Arduino Uno.



Obr. A.5: Schematické zapojení LED modulu napájeného ze spínaného zdroje a řízeného Arduinem.

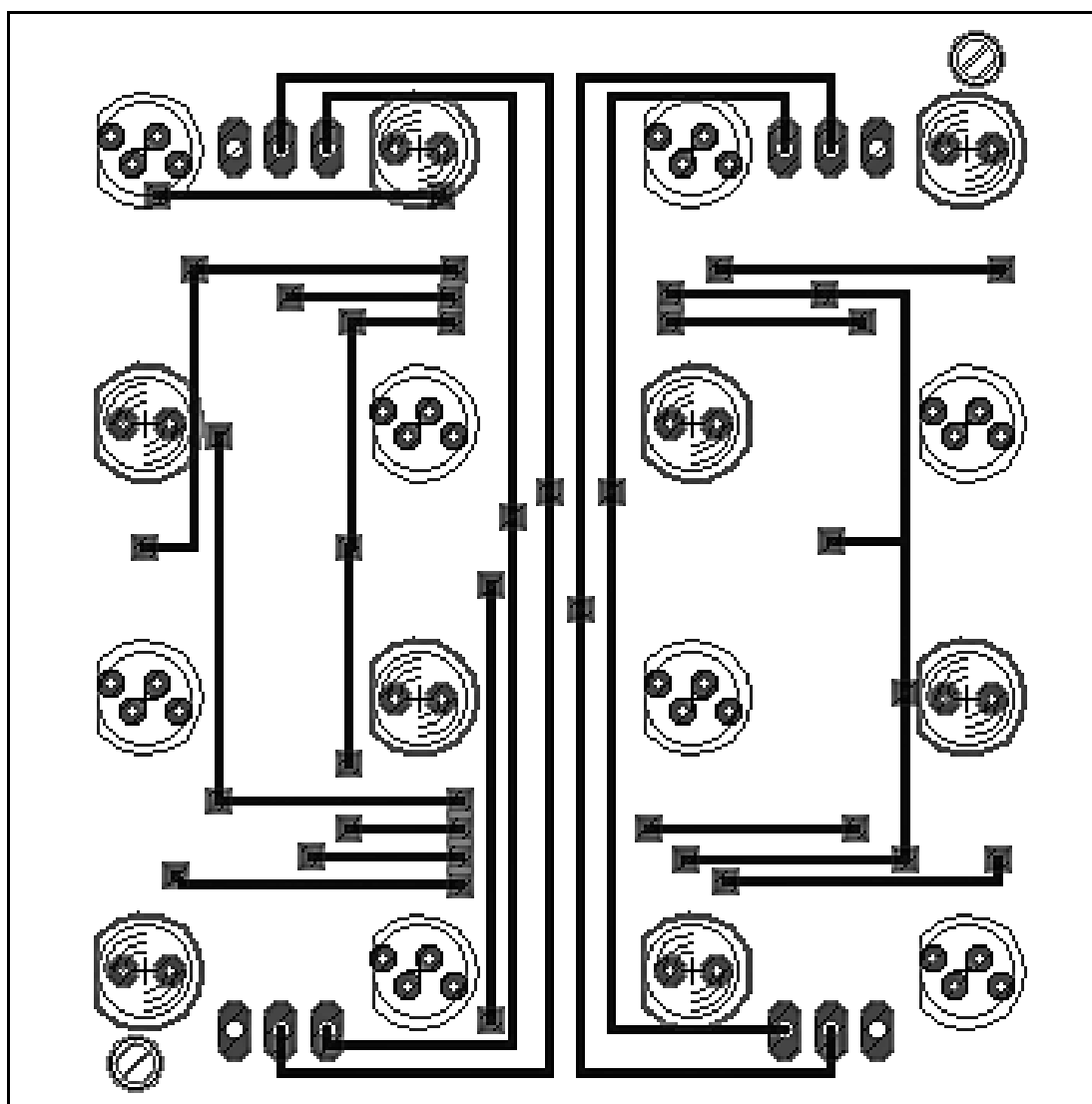
B SCHÉMA ZAPOJENÍ



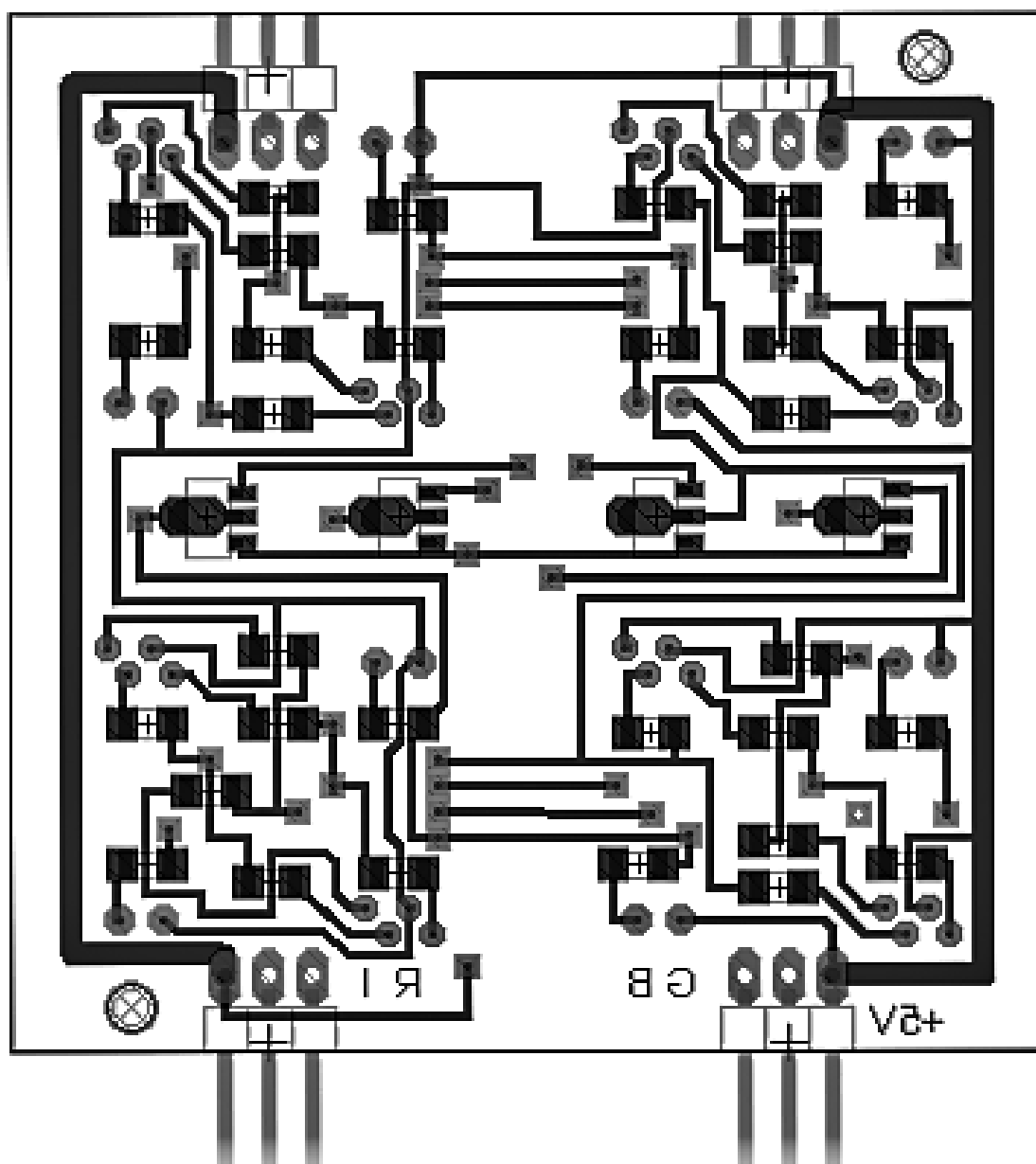
C SEZNAM SOUČÁSTEK

Druh součástky	Hodnota/Název	Pouzdro
$R_1, R_2, R_4, R_5, R_7, R_8, R_{10}, R_{11}, R_{13}, R_{14}, R_{16}, R_{17}, R_{19}, R_{20}, R_{22}, R_{23}$	91 Ω	R1206
$R_3, R_6, R_9, R_{12}, R_{15}, R_{18}, R_{21}, R_{24}$	147 Ω	R1206
$R_{25}, R_{26}, R_{27}, R_{28}, R_{29}, R_{30}, R_{31}, R_{32}$	180 Ω	R1206
$T1_{GR}, T2_{BL}, T3_{RE}, T4_{IR}$	—	PG-SOT-89
Dutinková lišta	<i>BLW15G</i>	2,54 mm
Pinová lišta	MOLEX 901210766	2,54 mm
RGB LED	OSTAMA5B31A	THT 5mm
IR LED	LL-503SIRC2H-1BE	THT 5mm

D DESKA PLOŠNÉHO SPOJE



Obr. D.1: TOP vrstva DPS s osazenými součástkami.



Obr. D.2: BOTTOM vrstva DPS s osazenými součástkami.

E ZDROJOVÝ KÓD

```
// Inicializace LED připojených k PWM pinům
int red = 3;
int green = 5;
int blue = 6;
int irda = 9;

// PWM signál s rozsahem hodnot 0 - 255
// Defaultně nastaveno na 0, nastavení jasu probíhá procentuálně
int jas_red = 0;
int jas_blue = 0;
int jas_green = 0;
int jas_irda = 0;

// Nastavení jasu 0 - 100 %
int proc_red = 0;
int proc_blue = 0;
int proc_green = 10;
int proc_irda = 0;

void setup() {

    pinMode(red, OUTPUT);
    pinMode(blue, OUTPUT);
    pinMode(green, OUTPUT);
    pinMode(irda, OUTPUT);

}

void loop() {

    // red odpovídá pinu 3; jas_red obsahuje po přepočtu
    // nastavenou procentuální hodnotu jasu
    analogWrite(red, jas_red);

    // Přepočet na procentuální hodnoty jasu
    if (proc_red > 100) {
```

```

        proc_red = 100;
        jas_red = (255 * proc_red) / 100; }
else {
        jas_red = (255 * proc_red) / 100; }

analogWrite(blue, jas_blue);

if (proc_blue > 100) {
    proc_blue = 100;
    jas_blue = (255 * proc_blue) / 100; }
else {
    jas_blue = (255 * proc_blue) / 100; }

analogWrite(green, jas_green);

if (proc_green > 100) {
    proc_green = 100;
    jas_green = (255 * proc_green) / 100; }
else {
    jas_green = (255 * proc_green) / 100; }

analogWrite(irda, jas_irda);

if (proc_irda > 100) {
    proc_irda = 100;
    jas_irda = (255 * proc_irda) / 100; }
else {
    jas_irda = (255 * proc_irda) / 100; }

}

```